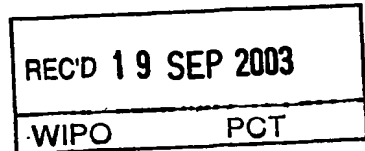


31.07.03

日 本 国 特 許 庁
JAPAN PATENT OFFICE



別紙添付の書類に記載されている事項は下記の出願書類に記載されている事項と同一であることを証明する。

This is to certify that the annexed is a true copy of the following application as filed with this Office.

出 願 年 月 日 2 0 0 2 年 7 月 3 1 日
Date of Application:

出 願 番 号 特 願 2 0 0 2 - 2 2 2 8 6 9
Application Number:
[ST. 10/C]: [J P 2 0 0 2 - 2 2 2 8 6 9]

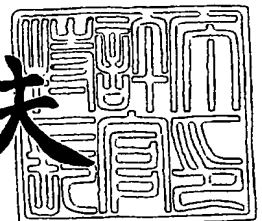
出 願 人 椎 名 毅
Applicant(s): 株式会社日立メディコ

PRIORITY DOCUMENT
SUBMITTED OR TRANSMITTED IN
COMPLIANCE WITH
RULE 17.1(a) OR (b)

2 0 0 3 年 9 月 4 日

特許庁長官
Commissioner,
Japan Patent Office

今 井 康 夫



【書類名】 特許願

【整理番号】 02007

【あて先】 特許庁長官殿

【国際特許分類】 A61B 8/00

【発明者】

【住所又は居所】 茨城県つくば市竹園 2 - 8 0 8 - 2 0 5

【氏名】 椎名 毅

【発明者】

【住所又は居所】 茨城県つくば市吾妻 1 - 4 0 3 - 1 2 0 7

【氏名】 新田 尚隆

【発明者】

【住所又は居所】 茨城県つくば市吾妻 1 - 1 6 - 2 4 0 2 号棟 7 1 2 号室

【氏名】 山川 誠

【特許出願人】

【住所又は居所】 茨城県つくば市竹園 2 - 8 0 8 - 2 0 5

【氏名又は名称】 椎名 毅

【電話番号】 0298-59-5206

【特許出願人】

【識別番号】 000153498

【氏名又は名称】 株式会社日立メディコ

【代理人】

【識別番号】 100114166

【弁理士】

【氏名又は名称】 高橋 浩三

【手数料の表示】

【予納台帳番号】 083391

【納付金額】 21,000円

【提出物件の目録】

【物件名】 明細書 1

【物件名】 図面 1

【物件名】 要約書 1

【ブルーフの要否】 要

【書類名】 明細書

【発明の名称】 超音波診断システム、歪み分布表示方法及び弾性係数分布表示方法

【特許請求の範囲】

【請求項 1】 被検体組織に接触する超音波探触子によって取得した超音波エコー信号を出力する超音波エコー信号出力手段と、

前記被検体組織に対する前記超音波探触子の軸方向への圧縮前後における前記超音波エコー信号を直交検波して包絡線信号を作成する直交検波手段と、

前記直交検波手段によって直交検波された包絡線信号を用いて、前記軸方向に 2 分の 1 波長の整数倍だけシフトした直交検波包絡線信号を順次作成し、前記圧縮前後における前記包絡線信号間の相関係数を 2 分の 1 波長間隔毎に計算し、前記相関係数が最大となる位置情報を求め、前記位置情報の位置における前記圧縮前後の前記超音波エコー信号間の位相差情報を求める相関演算手段と、

前記相関演算手段によって求められた前記位置情報及び前記位相差情報に基づいて前記圧縮に伴う前記被検体組織内の前記軸方向における変位情報を求める変位演算手段と、

前記被検体組織内の前記軸方向の各点における変位情報を空間微分することによって歪み分布情報を求める歪み演算手段と、

前記歪み分布情報を表示する表示手段と

を備えたことを特徴とする超音波診断システム。

【請求項 2】 被検体組織に接触する超音波探触子によって取得した超音波エコー信号を出力する超音波エコー信号出力手段と、

前記被検体組織に対する前記超音波探触子の軸方向への圧縮前後における前記超音波エコー信号を直交検波して包絡線信号を作成する直交検波手段と、

前記直交検波手段によって直交検波された包絡線信号を用いて、前記軸方向に 2 分の 1 波長の整数倍だけシフトした直交検波包絡線信号を作成し、前記圧縮前後における前記包絡線信号間の相関係数を 2 分の 1 波長間隔毎に計算し、前記相関係数が最大となる位置情報を求め、前記位置情報の位置における前記圧縮前後の前記超音波エコー信号間の位相差情報を求める相関演算手段と、

前記相関演算手段によって求められた前記位置情報及び前記位相差情報に基づいて前記圧縮に伴う前記被検体組織内の前記軸方向における変位情報を求める変位演算手段と、

前記被検体組織内の前記軸方向の各点における変位情報を空間微分することによって歪み分布情報を求める歪み演算手段と、

前記被検体組織を有限個の要素に分割して少なくとも2次元の有限要素モデル化し、そのモデル化の情報と前記歪み分布情報を用いて弾性係数分布情報を演算する弾性係数演算手段と、

前記弾性係数分布情報を表示する表示手段と
を備えたことを特徴とする超音波診断システム。

【請求項3】 請求項1又は2において、前記歪み演算手段は前記被検体組織内の前記軸方向及びこの軸方向に直交する横方向の各点における変位情報を空間微分することによって歪み分布情報を求めることを特徴とする超音波診断システム。

【請求項4】 請求項2又は3において、弾性係数演算手段は、前記被検体組織を等方性弾性体及び近非圧縮性と仮定し、前記被検体組織を有限個の直方体要素に分割して3次元有限要素モデル化し、前記各要素内では、弾性係数、応力、歪みは一樣であると仮定し、弾性方程式に前記歪み分布情報を用いて弾性係数分布情報を演算することを特徴とする超音波診断システム。

【請求項5】 被検体組織に接触する超音波探触子によって取得した超音波エコー信号を出力する第1のステップと、

前記被検体組織に対する前記超音波探触子の軸方向への圧縮前後における前記超音波エコー信号を直交検波して包絡線信号を作成する第2のステップと、

前記第2のステップによって直交検波された包絡線信号を用いて、前記軸方向に2分の1波長の整数倍だけシフトした直交検波包絡線信号を順次作成し、前記圧縮前後における前記包絡線信号間の相関係数を2分の1波長間隔毎に計算し、前記相関係数が最大となる位置情報を求め、前記位置情報の位置における前記圧縮前後の前記超音波エコー信号間の位相差情報を求める第3のステップと、

前記第3のステップによって求められた前記位置情報及び前記位相差情報に基

づいて前記圧縮に伴う前記被検体組織内の前記軸方向における変位情報を求める第4のステップと、

前記被検体組織内の前記軸方向の各点における変位情報を空間微分することによって歪み分布情報を求める第5のステップと、

前記歪み分布情報を表示する第6のステップと

を含んで構成されたことを特徴とする歪み分布表示方法。

【請求項6】 請求項5において、前記第5のステップでは、前記被検体組織内の前記軸方向及びこの軸方向に直交する横方向の各点における変位情報を空間微分することによって歪み分布情報を求めることを特徴とする歪み分布表示方法。

【請求項7】 被検体組織に接触する超音波探触子によって取得した超音波エコー信号を出力する第1のステップと、

前記被検体組織に対する前記超音波探触子の軸方向への圧縮前後における前記超音波エコー信号を直交検波して包絡線信号を作成する第2のステップと、

前記第2のステップによって直交検波された包絡線信号を用いて、前記軸方向に2分の1波長の整数倍だけシフトした直交検波包絡線信号を作成し、前記圧縮前後における前記包絡線信号間の相関係数を2分の1波長間隔毎に計算し、前記相関係数が最大となる位置情報を求め、前記位置情報の位置における前記圧縮前後の前記超音波エコー信号間の位相差情報を求める第3のステップと、

前記第3のステップによって求められた前記位置情報及び前記位相差情報に基づいて前記圧縮に伴う前記被検体組織内の前記軸方向における変位情報を求める第4のステップと、

前記被検体組織内の前記軸方向の各点における変位情報を空間微分することによって歪み分布情報を求める第5のステップと、

前記被検体組織を有限個の要素に分割して少なくとも2次元の有限要素モデル化し、そのモデル化の情報と前記歪み分布情報を用いて弾性係数分布情報を演算する第6のステップと、

前記弾性係数分布情報を表示する第7のステップと

を含んで構成されたことを特徴とする弾性係数分布表示方法。

【請求項 8】 請求項 7 において、前記第 5 のステップでは、前記被検体組織内の前記軸方向及びこの軸方向に直交する横方向の各点における変位情報を空間微分することによって歪み分布情報を求めることを特徴とする弾性係数分布表示方法。

【請求項 9】 請求項 7 又は 8 において、前記第 6 のステップで、前記被検体組織を等方性弾性体及び近非圧縮性と仮定し、前記被検体組織を有限個の直方体要素に分割して 3 次元有限要素モデル化し、前記各要素内では、弾性係数、応力、歪みは一様であると仮定し、弾性方程式に前記歪み分布情報を用いて弾性係数分布情報を演算することを特徴とする弾性係数分布表示方法。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、超音波診断装置を用いて、生体組織の硬さを定量的に計測することのできる超音波診断システムに関する。

【0002】

【従来の技術】

超音波の医療面への応用もエレクトロニクス技術の進歩と相まってさまざまな臨床領域へと広がっている。その例としては、超音波を生体情報の取得手段として利用する超音波断層像（B モード像）やドプラ血流計測、そして超音波のエネルギーを直接利用する超音波ハイパーサーミア（温熱治療）や体外衝撃波結石破碎装置などがある。これらの中でも特に超音波 B モード像は計測のリアルタイム性、手軽さ、安全性のため臨床の場で幅広く利用されている。ここで、超音波 B モード像とは体内に超音波を放射して音響インピーダンスが異なる組織境界での反射エコーを輝度変調しながら、これを 2 次元断面的に走査することによって組織の形状を画像化したものである。

【0003】

これに対し、組織形状だけではなく組織内の音速や減衰定数などの物理量を超音波により計測・画像化し診断に利用しようとする *ultrasonic tissue characterization* と呼ばれる分野がある。これは、

組織の物理量を計測して組織診断に利用とするものである。そして、その中の1つとして組織の硬さ、すなわち弾性特性を計測しようとする分野があり、現在盛んに研究されている。これは、組織の弾性特性がその病理状態と深く関連しているためである。例えば、乳がんや甲状腺がんなどの硬化性がんや肝硬変、動脈硬化症などは正常組織よりも病変部分が硬くなることが知られている。そして、これまでこれらの硬さ情報は触診により得ていた。しかし、触診では客観的な情報表現が難しく、医師の経験も必要で、また計測できる領域も体表付近のある程度大きな病変に限られる。

【0004】

そこで、超音波やMRIを利用して組織の弾性特性を定量的に計測・画像化しようとする研究が行われるようになった。まず、体表から機械的振動を与えその横波の伝播速度を超音波により計測し、横波の伝播速度から組織の硬さを評価する試みが行われた (R. M. Lerner, S. R. Huang and K. J. Parker, " Sonoelasticity images derived from ultrasound signals in mechanically vibrated tissues", *Ultrason Med. Biol.*, vol. 16, no. 3, pp. 231-239, 1990)。これを第1の従来技術とする。この第1の従来技術は、硬い組織では横波の伝播速度が速く、軟らかい組織では横波の伝播速度が遅いということを基にしている。しかし、この方法は分解能が低いという問題点があった。

【0005】

これに対し、体表から静的な圧力を加えて組織をわずかに圧縮変形させ、その際生じる組織内部の歪みを超音波により計測し、歪みから組織の弾性特性を評価する方法が1990年頃から始まった (J. Ophir, I. Cespedes, H. Ponnekanti, Y. Yazdi and X. Li, " Elastography: A quantitative method for imaging the elasticity of biological tissues", *Ultrasonic Imaging*, vol. 13, pp. 111-134, 1991) これを第2の従来技術とする。この第2

の従来技術は、硬い組織では生じる歪みが小さく、軟らかい組織では歪みが大きくなることを基にしている。

【0006】

そして、その後MRIを用いて同様の原理により組織歪みから弾性特性を評価する方法が研究されるようになった。しかし、MRIを利用した方法はその特性上リアルタイム計測が困難であり、また体表から組織変形を加えることが難しいという問題点がある。従って、現在ではリアルタイム計測が可能で軽便な超音波を利用して、静的組織圧縮下における歪み推定原理に基づいた組織弾性特性評価を採用するようになってきた。

【0007】

一般に、超音波とは「人間の可聴音域（約20Hz～20kHz）より周波数の高い音」と定義されている。しかし、使う場面によっては人間の耳に聞こえる音も超音波と呼ばれることがある。そこで、最近では「超音波とは聞くことを目的としない音」と定義されるようになってきた。ただし、超音波診断装置で用いられる超音波の周波数は1MHz～10MHzが主流である。現在、超音波は医学をはじめとして様々な分野で利用されているが、特に生体計測の分野では以下のような性質のため超音波が広く用いられ、超音波診断装置として利用されている。

- ・超音波は生体を媒質として伝播できる。
- ・超音波が生体中を進む速度（約1500m/s）は光（電磁波）に比べ桁違いに遅い。
- ・超音波には指向性があるため、音のビームとして利用できる。
- ・弱いパワーであれば生体に対して無侵襲である。
- ・生体の組織によって音響特性が異なるため、組織の境界で反射エコーが得られる。

【0008】

図1は、超音波診断装置の原理を説明するための図である。図から明かなように、超音波プローブ10は電気信号を超音波に、また超音波を電気信号に変換するものであり、この超音波プローブ10を用いて生体組織11内に超音波パルス

を放射する。生体組織 11 内に放射された超音波パルスは音響インピーダンスの異なる第 1 の境界 12 で一部が反射され、反射エコー 12a として超音波プローブ 10 側に向かい、その残りは透過していく。透過した超音波パルスは次の音響インピーダンスの異なる第 2 の境界 13 で同様に一部が反射され、反射エコー 13a として超音波プローブ 10 側に向かい、その残りは透過する。このようにして反射した反射エコー（超音波エコー信号）は超音波プローブ 10 によって受波され電気信号に変換される。受波された反射エコー信号は、受信エコー信号のようになっている。このとき、超音波プローブ 10 から超音波パルスが放射されてから距離 L の位置にある反射物体 14（音響インピーダンスの異なる境界）からのエコー信号を受信するまでの時間 t は、

【数 01】

$$t = \frac{2L}{c}$$

となる。ここで、c は生体内での音速であり、軟組織では 1500 [m/秒] にほぼ一定とみなせる。よって、超音波エコー信号を受信するまでの時間 t を計測すればプローブから反射物体までの距離 L を求めることができる。

【0009】

そして、電気信号に変換された超音波信号（受信エコー信号）をディスプレイに表示する方法としては、図 2 に示すような 3 種類の方法がある。図 2 (A) は、A モード方式であり、表示用ディスプレイの横軸にプローブからの距離、縦軸に受信した反射エコーの強度（振幅）をとり反射エコー信号をグラフ状に表示するものである。図 2 (B) は、B モード方式であり、超音波プローブを 2 次元断層的に走査したときに得られる反射エコー信号の強度を輝度変調し、走査位置に応じてディスプレイに表示するものである。この方式を用いると生体内の断層像が得られるため、今日最も広く用いられている。また、このとき得られる断層像を B モード像という。図 2 (C) は、M モード方式であり、対象となる物体が運動している場合、超音波プローブ 10 の位置を固定しても時々刻々異なった A モード波形が観測される。この A モード波形を輝度変調してディスプレイの縦方向

に表示し、さらに、時間に伴って横方向に走査する方式をMモードという。この方式を用いると組織の動く様子が画像化されるため、心臓の弁や壁の運動を調べるのに利用されている。

【0010】

図3は、超音波プローブの種類を示す図である。Bモード像の走査方式・走査形状の違いにより現在、様々な超音波プローブが利用されている。まず、超音波ビームの走査方式の種類としては以下に示す3通りの方式がある。

【0011】

第1は、手動走査方式である。これは、振動子（圧電素子）を先端に1つだけ装着したプローブを手で体表に沿わせて走査し、そのプローブの位置や角度をアームの検出機構により検出して、プローブの動きに対応した画像を表示する方式である。第2は、機械走査方式である。これは、振動子を先端に1つだけ装着したプローブをモーター等により動かし、そのプローブの位置や角度を検出機構により検出して、その動きに応じた画像を表示する方式である。第3は、電子走査方式である。これは、短冊状の振動子を先端に多数装着したプローブを用い、駆動する振動子を電子スイッチ等により制御し、走査を行う方式である。これらの走査方式の中で、現在広く用いられている方式は、電子走査方式であり、機械走査方式は一部の特殊な用途に用いられているのみである。

【0012】

次に、電子走査方式のプローブでも走査形状の違いにより以下のように分けられている。第1は、セクタ走査方式である。この方式は、図3（A）に示すように、超音波ビームを扇状に走査するもので、このような走査を行うプローブをセクタスキャンプローブ（セクタフェイズドアレイプローブ）という。浅部の視野は狭いが、深部では広い範囲を観測することが可能であるため、肋骨やガス像の合間からの観察に優れている。第2は、リニア走査方式である。この方式は、図3（B）に示すように、超音波ビームを直線状に走査するもので、このような走査を行うプローブをリニアスキャンプローブ（リニアアレイプローブ）という。浅部で広い視野が得られるため、腹部検査で用いられている。第3は、オフセットセクタ走査方式である。この方式は、図3（C）に示すように、超音波ビーム

を扇状に走査するが、要の部分を表示しないもので、このような走査を行うプローブをコンベックスキャンプローブ（コンベックスアレイプローブ）という。浅部から深部まで広い範囲を観測できるため、腹部検査で広く用いられている。このような走査形状を持った電子走査方式の超音波プローブが現在、主に用いられている。その他、特殊なものとしては血管内部から血管周辺を観察するためのカテーテルプローブや超音波顕微鏡用の超高周波超音波プローブなどもある。また、最近では3次元の超音波像を得るための2次元アレイプローブの開発も行われている。

【0013】

図4は、超音波診断装置を用いて、組織の硬さに関する情報（組織の弾性特性）を計測する手法（機械的振動下における横波伝播速度からの弾性特性評価）の一例を示す図である。これは、前述の第1の従来技術に相当するものであり、超音波を用いて組織の硬さに関する情報を計測する方式であり、組織に機械的振動を与えてその横波の伝播速度から硬さ情報を評価する方式である。この方式は、硬い組織では横波の伝播速度が速く、軟らかい組織では横波の伝播速度が遅いことを基にしている。ただし、厳密には生体組織中を伝わる横波の伝播速度は次のように組織の密度、せん断弾性係数、せん断粘性係数、および振動の周波数に関係している。

【数02】

$$v = \sqrt{\frac{2(\mu_1^2 + \omega^2 \mu_2^2)}{\rho(\mu_1 + \sqrt{\mu_1^2 + \omega^2 \mu_2^2})}}$$

ここで、 v は横波の伝播速度、 μ_1 はせん断弾性係数、 μ_2 はせん断粘性係数、 ρ は組織の密度、 ω は機械振動の角周波数である。

【0014】

この方式では、まず低周波（数百ヘルツ）で振動する低周波振動子41を生体組織11の体表に接触させ、組織内部に振動を伝播させる。この振動により誘起された横波の振幅と位相の分布を血流計測に用いられるドプラ法を用いて計測す

る。そして、横波の振幅と位相の分布から組織の弾性特性（横波の伝播速度）を推定することになる。ただし、その際、組織の粘弾性特性は無視し、また組織の密度は一様であると仮定する。このように仮定すると組織のせん断弾性係数 μ_1 は、 $\mu_1 = \rho v^2$ のように横波の伝播速度の2乗に比例する。

【0015】

しかし、組織の粘弾性特性を無視することは難しく、組織の密度も生体内で変化するため、この方法により組織の弾性特性を定量的に評価することは難しい。また、横波の伝播速度分布も機械振動の波長程度の分解能でしか得られない。

【0016】

そこで、機械的振動を与えて組織の弾性特性を評価するものに対して、前述の第2の従来技術のように、組織を静的に圧縮してその際生じる組織内の歪み分布から弾性特性を評価する方式が提案されている。これは、硬い組織では歪みが小さく、軟らかい組織では歪みが大きくなることに基づいている。

【0017】

図5(A)は、静的圧縮による組織弾性計測方式の具体例を示す図である。図5(B)は、静的圧縮による組織弾性計測方式の原理を示す図である。図から明かなように、この方式は、従来の超音波診断装置および超音波プローブ10をそのまま用いる。まず、超音波プローブ10によって組織11の圧縮前の超音波エコー信号（圧縮前RF信号）を計測する。その後、超音波プローブ10自身により組織11をわずかに（数パーセント程度）圧縮し、組織11の圧縮後の超音波エコー信号（圧縮後RF信号）を計測する。そして、計測された組織圧縮前後のRF信号から圧縮によって組織内部の各点がどれだけ動いたかという移動量である変位分布を推定する。この変位分布推定手法の主なものとしては、空間相関を用いるものとドプラの原理を用いるものがある。

【0018】

図6は、空間相関法の原理を示す図である。この方法は、圧縮によって生じた組織内部の変位分布を組織圧縮前後のRF信号（またはRF信号の包絡線）から2次元相関関数を用いたテンプレートマッチングにより推定する手法である。その具体的な処理は以下になる。まず、組織圧縮前後のRF信号（またはそ

の包絡線信号) を $i_1(t, x)$, $i_2(t, x)$ とすると、この2つの信号の相互相関係数 $C(t, x; n, m)$ は、

【数03】

$$C(t, x; n, m) = \frac{\sum_{v=-t_0/2}^{t_0/2} \sum_{w=-x_0/2}^{x_0/2} i_1(t+v, x+w) i_2(t+v+nL_t, x+w+mL_x)}{\sqrt{\sum_{v=-t_0/2}^{t_0/2} \sum_{w=-x_0/2}^{x_0/2} i_1^2(t, x)} \cdot \sqrt{\sum_{v=-t_0/2}^{t_0/2} \sum_{w=-x_0/2}^{x_0/2} i_2^2(t+v+nL_t, x+w+mL_x)}}$$

となる。ここで、 t は超音波ビーム方向（軸方向）の座標、 x はそれに直交する方向（横方向）の座標、 t_0 は軸方向の相関窓サイズ、 x_0 は横方向の相関窓サイズ、 L_t は軸方向のサンプリング間隔、 L_x は横方向のサンプリング間隔、 n , m は整数である。そして、この相互相関関数が最大となるときの (n, m) を (k, l) とすると、計測点 (t, x) における軸方向の変位 u_y と横方向の変位 u_x はそれぞれ次式のようにして求められる。

$$u_y = k L_t$$

$$u_x = l L_x$$

ただし、横方向のサンプリング間隔 L_x は軸方向のサンプリング間隔 L_t よりも大きいので、推定される変位成分の精度は横方向成分の方が軸方向成分よりも悪くなる。上記の処理を各計測点について行い変位分布推定する手法が空間相関法である。そのため、空間相関法では2次元の変位ベクトル成分を推定できるという特徴がある。また、組織が大変形（5%程度）した場合でも変位分布を推定できる。しかし、計算量が膨大になるため超音波計測の利点であるリアルタイム性を損なってしまう。また、変位推定精度もサンプリング間隔により制限されてしまうため、後に述べるドプラ法と比べると精度が悪いという問題点もある。

【0019】

図7は、ドプラ法の原理を示す図である。この方法は、圧縮によって生じた組織内部の変位分布を組織圧縮前後のRF信号から血流計測に用いられているドプラの原理を利用して推定する手法である。その具体的な処理は以下のようになる。まず、組織圧縮前後のRF信号を次式のようにモデル化する。

【数 0 4】

$$i_1(t) = \text{Re}[A(t)e^{-j(\omega_0 t - \theta)}]$$

$$i_2(t) = \text{Re}[A(t - \tau)e^{-j[\omega_0(t - \tau) - \theta]}]$$

ここで、 $i_1(t)$ は圧縮前の RF 信号、 $i_2(t)$ は圧縮後の RF 信号、 $A(t)$ は包絡線、 ω_0 は超音波の中心角周波数、 τ は時間シフトである。そして、この 2 つの RF 信号をそれぞれ直交検波すると、次式のようなベースバンド信号が得られる。

【数 0 5】

$$s_1(t) = A(t)e^{j\theta}$$

$$s_2(t) = A(t - \tau)e^{j(\omega_0 \tau + \theta)}$$

そして、この 2 つの信号の自己相関関数 $R_{12}(t)$ (本来は相互相関関数であるが共に同じ部位からの信号であるためドプラ計測では自己相関関数と呼ぶ) は次式で表される。

【数 0 6】

$$R_{12}(t) = \int_{-t_0/2}^{t_0/2} s_1(t + \nu) s_2(t + \nu)^* d\nu = R_A(t) e^{-j\omega_0 \tau}$$

ここで、 $R_A(t)$ は包絡線の自己相関関数、 t_0 は相関窓サイズである。また、 $*$ は複素共役を表している。よって、この自己相関関数 $R_{12}(t)$ の位相 $\phi(t)$ から圧縮による時間シフト τ 、軸方向変位 u_y が次式のようにして求まる。

【数 0 7】

$$\tau = -\frac{\phi(t)}{\omega_0}$$

$$u_y = \frac{c\tau}{2}$$

ただし、 c は組織内の音速であり、生体内で一定と仮定する。

【0020】

上記の処理を各計測点について行い変位分布推定する手法がドプラ法であり、ドプラの原理を基にした血流計測と同じ処理となっている。そのため、リアルタイム計測が可能であるという利点がある。また、位相情報を用いているので変位推定精度が空間相関法よりも良い。しかし、組織内部の移動量が多い（超音波中心周波数の4分の1波長以上となる）とエイリアシングを起こしてしまい正しい変位推定ができないという問題点がある。また、上式からもわかるように軸方向の変位成分のみしか推定できない。

【0021】

以上が主な変位分布推定法である空間相関法とドプラ法であるが、上記のようにそれぞれに一長一短があり、共に臨床応用に耐えられるものではない。そこで、この2つの手法の長所を組み合わせた「複合自己相関法（CA法：Combined Autocorrelation Method）」を本願の発明者等は提案している。

【0022】

図8は、本願発明者等が先に提案した複合自己相関法の原理を示す図である。複合自己相関法は、ドプラ法におけるエイリアシングの問題をRF信号の包絡線による相関を用いることによって解決したものである。その具体的な処理は以下のようなになる。

【0023】

まず、組織圧縮前後のRF信号をドプラ法のとおり同じように次式のようにモ

デル化する。

【数 0 8】

$$i_1(t) = \text{Re}[A(t)e^{-j(\omega_0 t - \theta)}]$$

$$i_2(t) = \text{Re}[A(t - \tau)e^{-j(\omega_0(t - \tau) - \theta)}]$$

ここで、 $i_1(t)$ は圧縮前の RF 信号、 $i_2(t)$ は圧縮後の RF 信号、 $A(t)$ は包絡線、 ω_0 は超音波の中心角周波数、 τ は時間シフトである。そして、この 2 つの RF 信号をそれぞれ直交検波すると、次式のようなベースバンド信号が得られる。

【数 0 9】

$$s_1(t) = A(t)e^{j\theta}$$

$$s_2(t) = A(t - \tau)e^{j(\omega_0 \tau + \theta)}$$

そして、この 2 つの信号間の複素相関関数 $R_{12}(t; n)$ を次式のように定義する。

【数 1 0】

$$R_{12}(t; n) = \int_{t_0/2}^{t_0/2} s_1(t + \nu) s_2(t + n\frac{T}{2} + \nu)^* d\nu = R_A(t; \tau - n\frac{T}{2}) e^{-j\omega_0(\tau - n\frac{T}{2})}$$

$$(n = \dots, -2, -1, 0, 1, 2, \dots)$$

ここで、 T は超音波の周期、 $R_A(t; \tau)$ は包絡線の自己相関関数、 t_0 は相関窓サイズである。また、 $*$ は複素共役を表している。ここで、 $n = 0$ の場合は、ドブラ法における自己相関関数の式 (数 6) に一致する。すなわち、 $n = 0$ の場合はドブラ法と同じであり、軸方向変位が超音波の波長の 4 分の 1 以上になるとエイリアシングを起こしてしまう。そこで、この問題を克服するために次式で定義される包絡線相関係数 $C(t; n)$ を用いる。

【数 1 1】

$$C(t;n) = \frac{|R_{12}(t;n)|}{\sqrt{|R_{11}(t;0)| \cdot |R_{22}(t;n)|}}$$

ただし、 $R_{11}(t;0)$ は、 $s_1(t)$ の自己相関関数、 $R_{22}(t;n)$ は $s_2(t+nT/2)$ の自己相関関数である。そして、この包絡線相関係数が最大となる n の値を k とすると、そのとき ($n=k$) の $R_{12}(t;k)$ の位相 $\phi(t;k)$ はエイリアシングの起きていない位相となる。これは、包絡線相関を計算する間隔を 2 分の 1 波長 (周期) に選んだためである。ちなみに、この 2 分の 1 波長はエイリアシングを起こさないための最大の間隔である。よって、この $\phi(t;k)$ を用いることにより組織圧縮による時間シフト τ 及び軸方向変位 u_y は次式のように求まる。

【数 1 2】

$$\tau = -\frac{\phi(t;k)}{\omega_0} + k \frac{T}{2}$$

$$u_y = \frac{c\tau}{2}$$

ただし、 c は組織内の音速であり、生体内で一定と仮定する。

【0024】

上記の処理を各計測点について行い変位分布推定する手法が複合自己相関法であり、ドプラ法を拡張したような手法となっている。そのため、リアルタイム計測が可能な手法となっている。また、包絡線相関を用いることによってドプラ法では計測不可能であった大変形の場合 (超音波の 4 分の 1 波長以上の変位が生じる場合) の変位分布推定にも対応している。

【0025】

前述のように組織圧縮に伴う変位分布が推定されたら、それを空間微分することにより歪み分布が得られる。歪み分布は定性的に組織の弾性特性を表しているものであり、歪み分布からでもかなりの弾性特性に基づいた診断は行える。しかし、肝硬変などの病変部全体が硬くなるような場合には、定量的な弾性係数によって評価しなければ組織診断は難しい。そのため、近年、組織弾性係数分布再構成法についても研究されるようになってきた。しかし、今のところスタンダードな手法はなく、いずれの手法も研究段階であるというのが実状である。

【0026】

組織弾性係数分布は先にも述べたように組織内部の歪み分布と応力分布から求められる。しかし、応力分布を直接計測することは現状では困難であるため、歪み分布と組織圧縮の際の境界条件から逆問題的に弾性係数分布を再構成することになる。そのため、一般的に逆問題を解くことは難しく、現在提案されている弾性係数再構成法も数少ない。従来から提案されている弾性係数再構成法を以下に説明する。

【0027】

第1に、1次元を仮定した方法（1次元弾性体を仮定）がある。これは、1次元弾性体を仮定して歪みの逆数を弾性係数とみなす方法である。この方法は弾性係数再構成法ではなく、歪みの逆数を求めるだけであるので、歪みにおける非定量性をそのまま残している。

【0028】

第2に、弾性方程式から応力項を消去する方法（等方性弾性体、非圧縮性、平面歪み状態を仮定）がある。これは、平面歪み状態を仮定した場合の弾性方程式を変形し、応力項を消去した方程式を用いて組織圧縮の際の境界条件（体表での外部圧力分布、または体表での変位）と歪み分布（せん断歪み成分を含む歪みテンソルの全成分）から組織弾性係数分布を再構成する手法である。ただし、絶対的な弾性係数を推定するには、弾性係数が前もってわかっている領域（参照領域）が必要となる。

【0029】

第3に、弾性微分方程式を積分する方法（等方性弾性体、非圧縮性、平面応力

状態を仮定)がある。これは、平面応力状態を仮定した場合の弾性方程式を変形した応力項を含まない弾性係数に関する微分方程式を体表付近での弾性係数を基準として順次積分していくことにより、歪み分布（せん断歪み成分を含む歪みテンソルの全成分）から組織弾性係数分布を再構成する方法である。そのため、体表付近の弾性係数分布が前もって分かっている領域が必要であり、また体表付近を基準として積分を行っていくので奥に行くほど誤差が積算されるという問題点もある。

【0030】

第4に、摂動法を用いた手法（等方性弾性体、近非圧縮性、平面歪み状態を仮定）がある。これは、平面歪み状態を仮定した場合の弾性方程式を基にした摂動法により体表での外部圧力分布と超音波ビーム方向（軸方向）の歪み分布とから反復的に組織弾性係数分布を再構成する方法である。

【0031】

【発明が解決しようとする課題】

図9は、前述の複合自己相関法の基本アルゴリズムを実行する回路構成を示すブロック図である。

【0032】

加圧前直交検波回路（QD）131は、加圧前のエコー信号 $x(t)$ を入力し、それぞれ直交検波して、直交検波信号 $I_x(t)$ 、 $Q_x(t)$ 信号を、第1相関演算回路133及び第1相関係数演算回路1350～135Nに出力する。第1加圧後直交検波回路（QD）1320は、加圧後のエコー信号 $y(t)$ を入力し、それぞれ直交検波して直交検波信号 $Y(t) = I_y + jQ_y$ ($I_y(t)$ 、 $Q_y(t)$) を、第1相関係数演算回路1350及び第2相関演算回路1360に出力する。第1遅延回路134は、エコー信号 $y(t)$ を超音波の周期 T だけ遅延させ、遅延したエコー信号 $y_1 = y(t - T)$ を第2加圧後直交検波回路（QD）1321に出力する。第2遅延回路135は、第1遅延回路134によって遅延されたエコー信号 $y_1 = y(t - T)$ を同じく超音波の周期 T だけ遅延させ、遅延したエコー信号 $y_2 = y(t - 2T)$ を次段の第2加圧後直交検波回路（QD）1322（図示せず）に出力する。以後、N段の遅延回路を用いて順次

周期 T の整数倍だけ信号を遅延して、遅延した信号を加圧後直交検波回路に供給する。

【0033】

第1相関演算回路133は、信号 I_x , Q_x に基づいて相関値 R_{xx} を演算し、それを各第2相関係数演算回路1380~138Nに出力する。第2相関演算回路1340は、加圧後直交検波回路1320からの直交検波信号 $I_y(t)$, $Q_y(t)$ を入力し、信号 I_y , Q_y に基づいて相関値 R_{yy} を演算し、それを第2相関係数演算回路1380に出力する。第1相関係数演算回路1350は、加圧前直交検波回路131からの直交検波信号 $I_x(t)$, $Q_x(t)$ 及び第1加圧後直交検波回路1320からの直交検波信号 $I_y(t)$, $Q_y(t)$ を入力し、複素ベースバンド信号 S_R , S_I を求め、それを第3相関演算回路1360及び位相差演算回路1370に出力する。第3相関演算回路1360は、第1相関係数演算回路1350からの複素ベースバンド信号 S_R , S_I を入力し、それに基づいて相関値 $|R_{xy}|$ を求め、それを第2相関係数演算回路1380に出力する。位相差演算回路1370は、第1相関係数演算回路1350からの複素ベースバンド信号 S_R , S_I を入力し、それに基づいて位相差 $\phi_0(t)$ を求める。第2相関係数演算回路1380は、第1相関演算回路133からの相関値 R_{xx} 、第3相関演算回路1360からの相関値 $|R_{xy}|$ 、並びに第2相関演算回路1340からの相関値 R_{yy} を入力し、これらの各相関値に基づいて相関係数 $C_0(t)$ を演算し、出力する。

【0034】

第2加圧後直交検波回路(QD)1321は、第1遅延回路134によって遅延されたエコー信号 $y_1 = y(t-T)$ を入力し、それぞれ直交検波して直交検波信号 $Y_1(t) = I_{y1} + jQ_{y1}$ ($I_{y1}(t)$, $Q_{y1}(t)$) を、第1相関係数演算回路1351及び第2相関演算回路1341に出力する。第2相関演算回路1341は、第2加圧後直交検波回路(QD)1321からの直交検波信号 $I_{y1}(t)$, $Q_{y1}(t)$ を入力し、その信号 $I_{y1}(t)$, $Q_{y1}(t)$)に基づいて相関値 R_{y1y1} を演算し、それを第2相関係数演算回路1381に出力する。第1相関係数演算回路1351は、加圧前直交検波回路131からの

直交検波信号 $I_x(t)$ 、 $Q_x(t)$ 、第2加圧後直交検波回路(QD) 1321からの直交検波信号 $I_{y1}(t)$ 、 $Q_{y1}(t)$ を入力し、複素ベースバンド信号 S_{R1} 、 S_{I1} を求め、それを第3相関演算回路1361及び位相差演算回路1371に出力する。第3相関演算回路1361は、第1相関係数演算回路1351からの複素ベースバンド信号 S_{R1} 、 S_{I1} を入力し、それに基づいて相関値 $|R_{xy1}|$ を求め、それを第2相関係数演算回路1381に出力する。位相差演算回路1371は、第1相関係数演算回路1351からの複素ベースバンド信号 S_{R1} 、 S_{I1} を入力し、それに基づいて位相差 $\phi_1(t)$ を求める。第2相関係数演算回路1381は、第1相関演算回路133からの相関値 R_{xx} 、第3相関演算回路1361からの相関値 $|R_{xy1}|$ 、並びに第2相関演算回路1341からの相関値 R_{y1y1} を入力し、これらの各相関値に基づいて相関係数 $C_1(t)$ を演算し、出力する。

【0035】

以下同様に、第1遅延回路135以降の第2加圧後直交検波回路(QD) 1322～132N、第2相関演算回路1342～134N、第1相関係数演算回路1352～135N、第3相関演算回路1362～136N、位相差演算回路1372～137N及び第2相関係数演算回路1382～138Nは、上述の1段目及び2段目の回路群と同様の処理を実行し、相関係数 $C_2(t) \sim C_N(t)$ 及び位相 $\phi_2(t) \sim \phi_N(t)$ を出力する。

【0036】

上述の複合自己相関法の基本アルゴリズムを実行する回路は、加圧後のエコー信号 $y(t)$ を遅延回路134～13Nで超音波の周期 T (2分の1波長)だけ遅延し、それを直交検波回路(QD) 1320～132Nを用いて個別に直交検波している。この直交検波回路1320～132Nの処理に時間を要するために、この直交検波回路1320～132Nが多段接続された場合、その処理時間は膨大なものとなってしまい、高速な演算処理の妨げとなり、リアルタイムな画像表示の妨げとなっていた。

【0037】

この発明は、複合自己相関法の基本アルゴリズムを実行する回路の処理速度を

高速化することのできる超音波診断システム、歪み分布表示方法及び弾性係数分布表示方法を提供することを目的とする。

【0038】

【課題を解決するための手段】

請求項1に記載された本発明の超音波診断システムは、被検体組織に接触する超音波探触子によって取得した超音波エコー信号を出力する超音波エコー信号出力手段と、前記被検体組織に対する前記超音波探触子の軸方向への圧縮前後における前記超音波エコー信号を直交検波して包絡線信号を作成する直交検波手段と、前記直交検波手段によって直交検波された包絡線信号を用いて、前記軸方向に2分の1波長の整数倍だけシフトした直交検波包絡線信号を順次作成し、前記圧縮前後における前記包絡線信号間の相関係数を2分の1波長間隔毎に計算し、前記相関係数が最大となる位置情報を求め、前記位置情報の位置における前記圧縮前後の前記超音波エコー信号間の位相差情報を求める相関演算手段と、前記相関演算手段によって求められた前記位置情報及び前記位相差情報に基づいて前記圧縮に伴う前記被検体組織内の前記軸方向における変位情報を求める変位演算手段と、前記被検体組織内の前記軸方向の各点における変位情報を空間微分することによって歪み分布情報を求める歪み演算手段と、前記歪み分布情報を表示する表示手段とを備えたものである。相関演算手段は、直交検波手段から出力される包絡線信号を用いて被検体組織の圧縮前後の信号間で相関を計算する。このときに、2分の1波長間隔毎に相関計算を行う際に、直交検波された包絡線信号を用いて、軸方向に2分の1波長の整数倍だけシフトした直交検波包絡線信号を順次作成し、圧縮前後における包絡線信号間の相関係数を2分の1波長間隔毎に計算するようにしたので、2分の1波長間隔毎の相関係数の演算時に直交検波演算を繰り返す必要がなくなり、高速化及び回路の簡略化を図ることができ、計算量が大幅に減少し、リアルタイム表示が可能となる。

【0039】

請求項2に記載された本発明の超音波診断システムは、被検体組織に接触する超音波探触子によって取得した超音波エコー信号を出力する超音波エコー信号出力手段と、前記被検体組織に対する前記超音波探触子の軸方向への圧縮前後にお

ける前記超音波エコー信号を直交検波して包絡線信号を作成する直交検波手段と、前記直交検波手段によって直交検波された包絡線信号を用いて、前記軸方向に2分の1波長の整数倍だけシフトした直交検波包絡線信号を作成し、前記圧縮前後における前記包絡線信号間の相関係数を2分の1波長間隔毎に計算し、前記相関係数が最大となる位置情報を求め、前記位置情報の位置における前記圧縮前後の前記超音波エコー信号間の位相差情報を求める相関演算手段と、前記相関演算手段によって求められた前記位置情報及び前記位相差情報に基づいて前記圧縮に伴う前記被検体組織内の前記軸方向における変位情報を求める変位演算手段と、前記被検体組織内の前記軸方向の各点における変位情報を空間微分することによって歪み分布情報を求める歪み演算手段と、前記被検体組織を有限個の要素に分割して少なくとも2次元の有限要素モデル化し、そのモデル化の情報と前記歪み分布情報を用いて弾性係数分布情報を演算する弾性係数演算手段と、前記弾性係数分布情報を表示する表示手段とを備えたものである。これは、請求項1の超音波診断システムによって得られた歪み分布情報を用いて弾性係数分布情報を演算するものである。組織を等方性弾性体と仮定するのは、外部から圧力を加えて組織を静的に圧縮した場合、応力と歪みの間の関係はほぼ線形であり、組織を弾性体として近似でき、被検体の組織はほぼ等方性が成り立つので、この発明では組織を等方性弾性体と仮定している。また、組織を近非圧縮性と仮定するのは、生体組織が非圧縮性（ポアソン比 $\nu = 0.5$ ）であると特殊な弾性方程式となり、有限要素法を適用することができなくなるからである。また、ポアソン比を生体内で一定とすることで弾性係数分布推定の推定パラメータをヤング率のみとすることができ、逆問題を簡単化できる。また、ポアソン比はヤング率に比べ生体中であまり変化しないパラメータであるため、この発明ではポアソン比を0.49で一定とすることが好ましい。そして、組織を少なくとも2次元の有限要素モデル化、すなわち、組織を有限個の要素に分割し、各要素内で弾性方程式に歪み分布情報を適用して弾性係数分布情報を演算する。この弾性係数分布演算によれば、精度よく演算可能な軸方向の歪み分布のみから弾性係数分布を再構成することができ、安定した弾性係数分布の演算が行える。

【0040】

請求項 3 に記載された本発明の超音波診断システムは、請求項 1 又は 2 において、前記歪み演算手段が前記被検体組織内の前記軸方向及びこの軸方向に直交する横方向の各点における変位情報を空間微分することによって歪み分布情報を求めるようにしたものである。歪み分布情報を求めるのに、被検体組織内の軸方向及び横方向について空間微分を行うことによって精度を高くすることができる。

【0041】

請求項 4 に記載された本発明の超音波診断システムは、請求項 2 又は 3 において、弾性係数演算手段が、前記被検体組織を等方性弾性体及び近非圧縮性と仮定し、前記被検体組織を有限個の直方体要素に分割して 3 次元有限要素モデル化し、前記各要素内では、弾性係数、応力、歪みは一様であると仮定し、弾性方程式に前記歪み分布情報を用いて弾性係数分布情報を演算するようにしたものである。弾性係数演算手段は、組織を 3 次元有限要素モデル化、すなわち、組織を有限個の直方体要素に分割し、各要素内では、弾性係数、応力、歪みは一様であると仮定して、弾性方程式に歪み分布情報を適用して弾性係数分布情報を演算している。この弾性係数分布演算によれば、3 次元のつりあい方程式を基に弾性係数分布を推定しているので、実際の生体組織に近い仮定に基づいた、より正確な弾性係数の演算が可能となる。

【0042】

請求項 5 に記載された本発明の歪み分布表示方法は、被検体組織に接触する超音波探触子によって取得した超音波エコー信号を出力する第 1 のステップと、前記被検体組織に対する前記超音波探触子の軸方向への圧縮前後における前記超音波エコー信号を直交検波して包絡線信号を作成する第 2 のステップと、前記第 2 のステップによって直交検波された包絡線信号を用いて、前記軸方向に 2 分の 1 波長の整数倍だけシフトした直交検波包絡線信号を順次作成し、前記圧縮前後における前記包絡線信号間の相関係数を 2 分の 1 波長間隔毎に計算し、前記相関係数が最大となる位置情報を求め、前記位置情報の位置における前記圧縮前後の前記超音波エコー信号間の位相差情報を求める第 3 のステップと、前記第 3 のステップによって求められた前記位置情報及び前記位相差情報に基づいて前記圧縮に伴う前記被検体組織内の前記軸方向における変位情報を求める第 4 のステップと

、前記被検体組織内の前記軸方向の各点における変位情報を空間微分することによって歪み分布情報を求める第5のステップと、前記歪み分布情報を表示する第6のステップとを含んで構成されたものである。これは、請求項1の超音波診断システムの各構成要素である超音波エコー信号出力手段、直交検波手段、相関演算手段、変位演算手段、歪み演算手段及び表示手段の処理内容を各ステップの処理内容とする歪み分布表示方法の発明である。第3のステップで、包絡線信号を用いて被検体組織の圧縮前後の信号間で相関を計算する。このときに、2分の1波長間隔毎に相関計算を行う際に、直交検波された包絡線信号を用いて、軸方向に2分の1波長の整数倍だけシフトした直交検波包絡線信号を順次作成し、圧縮前後における包絡線信号間の相関係数を2分の1波長間隔毎に計算するようにしたので、2分の1波長間隔毎の相関係数の演算時に直交検波演算を繰り返す必要がなくなり、高速化及び回路の簡略化を図ることができ、計算量が大幅に減少し、リアルタイム表示が可能となる。

【0043】

請求項6に記載された本発明の歪み分布表示方法は、請求項5において、前記第5のステップで、前記被検体組織内の前記軸方向及びこの軸方向に直交する横方向の各点における変位情報を空間微分することによって歪み分布情報を求めるようにしたものである。これは、歪み分布情報を求めるのに、軸方向だけでなく横方向の変位情報についても空間微分するようにしたものであり、これによって高精度に歪み分布情報を求めることができる。

【0044】

請求項7に記載された本発明の弾性係数分布表示方法は、被検体組織に接触する超音波探触子によって取得した超音波エコー信号を出力する第1のステップと、前記被検体組織に対する前記超音波探触子の軸方向への圧縮前後における前記超音波エコー信号を直交検波して包絡線信号を作成する第2のステップと、前記第2のステップによって直交検波された包絡線信号を用いて、前記軸方向に2分の1波長の整数倍だけシフトした直交検波包絡線信号を作成し、前記圧縮前後における前記包絡線信号間の相関係数を2分の1波長間隔毎に計算し、前記相関係数が最大となる位置情報を求め、前記位置情報の位置における前記圧縮前後の前

記超音波エコー信号間の位相差情報を求める第3のステップと、前記第3のステップによって求められた前記位置情報及び前記位相差情報に基づいて前記圧縮に伴う前記被検体組織内の前記軸方向における変位情報を求める第4のステップと、前記被検体組織内の前記軸方向の各点における変位情報を空間微分することによって歪み分布情報を求める第5のステップと、前記被検体組織を有限個の要素に分割して少なくとも2次元の有限要素モデル化し、そのモデル化の情報と前記歪み分布情報を用いて弾性係数分布情報を演算する第6のステップと、前記弾性係数分布情報を表示する第7のステップとを含んで構成されたものである。これは、請求項2の超音波診断システムの各構成要素である超音波エコー信号出力手段、直交検波手段、相関演算手段、変位演算手段、歪み演算手段、弾性係数情報演算手段及び表示手段の処理内容を各ステップの処理内容とする弾性係数分布表示方法の発明であり、請求項5に記載された第1のステップから第5のステップまでの処理によって得られた歪み分布情報を用いて弾性係数分布情報を演算するようにしたものである。第6のステップで、組織を少なくとも2次元の有限要素モデル化、すなわち、組織を有限個の要素に分割し、各要素内で弾性方程式に歪み分布情報を適用して弾性係数分布情報を演算している。この弾性係数分布演算によれば、精度よく演算可能な軸方向の歪み分布のみから弾性係数分布を再構成することができ、安定した弾性係数分布の演算が行える。

【0045】

請求項8に記載された本発明の弾性係数分布表示方法は、請求項7において、前記第5のステップで、前記被検体組織内の前記軸方向及びこの軸方向に直交する横方向の各点における変位情報を空間微分することによって歪み分布情報を求めるようにしたものである。これは、歪み分布情報を求めるのに、軸方向だけでなく横方向の変位情報についても空間微分するようにしたものであり、これによって高精度に歪み分布情報を求めることができる。

【0046】

請求項9に記載された本発明の弾性係数分布表示方法は、請求項7又は8において、前記第6のステップで、前記被検体組織を等方性弾性体及び近非圧縮性と仮定し、前記被検体組織を有限個の直方体要素に分割して3次元有限要素モデル

化し、前記各要素内では、弾性係数、応力、歪みは一樣であると仮定し、弾性方程式に前記歪み分布情報を用いて弾性係数分布情報を演算するようにしたものである。これは、第6のステップで、組織を3次元有限要素モデル化、すなわち、組織を有限個の直方体要素に分割し、各要素内では、弾性係数、応力、歪みは一樣であると仮定して、弾性方程式に歪み分布情報を適用して弾性係数分布情報を演算している。この弾性係数分布演算によれば、3次元のつりあい方程式を基に弾性係数分布を推定しているので、実際の生体組織に近い仮定に基づいた、より正確な弾性係数の演算が可能となる。

【0047】

【発明の実施の形態】

以下添付図面に従って本発明に係る超音波診断システムの好ましい実施の形態について説明する。図10は、本発明の一実施例である超音波診断システムの概略構成を示すブロック図である。この超音波診断システムでは、包絡線相関計算の際、複合自己相関法で1次元の相関窓で1次元探索していた処理を2次元の相関窓を用いて2次元探索することにより横方向の移動にも対応した拡張複合自己相関法と呼ばれる方法を採用している。この拡張複合自己相関法は、軸方向には2分の1波長間隔、横方向にはライン間隔の格子点でのみ包絡線相関計算を行うことにより計算量を減少させて高速化を図っている。ただし、複合自己相関と同様に拡張複合自己相関法でも位相情報を利用して軸方向の変位推定精度を向上させている。しかし、横方向変位の推定はキャリアとなる信号がないため位相情報は利用できない。そのため、横方向変位推定精度は空間相関法と同様に横方向サンプリング間隔（ライン間隔）により制限されてしまう。しかし、後で提案する弾性係数分布再構成法では軸方向の歪み（変位）分布のみから弾性係数分布を推定できるため、ここでは横方向変位推定精度の向上は特に行わない。この拡張複合自己相関法の具体的な構成について図10を用いて説明する。

【0048】

図10において、超音波プローブ91は、被検体内へ超音波を送波すると共にその反射波を受波するものであり、従来のセクタスキャンプローブ（セクタフェイズドアレイプローブ）、リニアスキャンプローブ（リニアアレイプローブ）又

はコンベックスキャンプローブ（コンベックスアレイプローブ）などである。超音波プローブ 91 からは、組織圧縮前後の RF 信号が直交検波器 92 に出力される。直交検波器 92 は、組織圧縮前後の RF 信号をそれぞれ組織圧縮前後の複素包絡線信号（IQ 信号）に変換し、複素 2 次元相関計算部 93 に出力する。複素 2 次元相関計算部 93 は、組織圧縮前後の RF 信号間における 2 次元相関を計算し、その相関が最大となる位置を横方向変位計算部 94 及び軸方向変位計算部 95 に出力し、そのときの相関関数の位相を軸方向変位計算部 95 に出力する。ただし、軸方向にはエイリアシングを起こさずに位相を検出できる最大の間隔である超音波中心周波数の 2 分の 1 波長間隔でのみ相関を計算するものとする。これは、超音波診断システムのリアルタイム表示を優先させるためである。従って、高精度な相関を計算するためには、この 2 分の 1 波長間隔に限定する必要はない。

【0049】

横方向変位計算部 94 は、複素 2 次元相関計算部 93 からの横方向の相関最大位置に基づいて横方向の変位 u_x を計算し、それを横方向歪み計算部 96 に出力する。一方、軸方向変位計算部 95 は、複素 2 次元相関計算部 93 からの軸方向の相関最大位置及びそのときの位相に基づいて軸方向の変位 u_y を計算し、それを軸方向歪み計算部 97 に出力する。横方向歪み計算部 96 は、横方向変位計算部 94 からの横方向変位 u_x の分布を空間的に微分することにより横方向歪み分布 ϵ_x を計算し、それを量子化部 98 に出力する。一方、軸方向歪み計算部 97 は、軸方向変位計算部 95 からの横方向変位 u_y の分布を空間的に微分することにより軸方向歪み分布 ϵ_y を計算し、それを量子化部 98 に出力する。量子化部 98 は、横方向歪み分布 ϵ_x 及び軸方向歪み分布 ϵ_y をグレースケール表示（又はカラー表示）するために各歪み分布を量子化し、表示部 99 に出力する。表示部 99 は、量子化された各歪み分布を表示する。

【0050】

次に、図 10 の超音波診断システムで採用した拡張複合自己相関法の動作について説明する。まず、組織圧縮が極僅か（数パーセント以下）である場合、組織内部を局所的に見れば平行移動したと見なすことができ、組織圧縮前後の RF 信

号を次式のようにモデル化できる。

【数 1 3】

$$i_1(t, x) = \text{Re} \left[A(t, x) e^{-j(\omega_0 t - \theta)} \right]$$

$$i_2(t, x) = \text{Re} \left[A(t - \tau, x - u_x) e^{-j[\omega_0(t - \tau) - \theta]} \right]$$

ここで、 $i_1(t, x)$ は圧縮前の RF 信号、 $i_2(t, x)$ は圧縮後の RF 信号、 $A(t, x)$ は包絡線、 ω_0 は超音波の中心角周波数、 τ は時間シフト、 u_x は横方向変位である。また、ここではドプラ法や複合自己相関法のとときと違い横方向の変位も考慮して圧縮前後の RF 信号をモデル化している。そして、この式の中で最終的に知りたいパラメータは、軸方向の変位 $u_y = c \tau / 2$ (すなわち、時間シフト τ) と横方向変位 u_x である。ただし、 c は組織内の音速であり、生体内で一定と仮定する。

【0051】

そこで、まずこれらの組織圧縮前後の RF 信号を直交検波器 92 でそれぞれ直交検波する。すなわち、各 RF 信号に超音波の中心周波数と同じ周波数の \sin 波、 \cos 波をかけ、それぞれ低域通過フィルタをかける。すると、以下のような複素ベースバンド信号 s_1 , s_2 が得られる。

【数 1 4】

$$s_1(t, x) = A(t, x) e^{j\theta}$$

$$s_2(t, x) = A(t - \tau, x - u_x) e^{j(\omega_0 \tau + \theta)}$$

そして、この $s_1(t, x)$ と $s_2(t + nT/2, x + mL)$ との間の 2 次元複素相関関数 $R_{12}(t, x; n, m)$ を次式のように定義する。

【数 15】

$$\begin{aligned}
 R_{12}(t, x; n, m) &= \int_{x_0/2}^{x_0/2} \int_{-t_0/2}^{t_0/2} s_1(t+v, x+w) s_2(t+n\frac{T}{2}+v, x+mL+w)^* dv dw \\
 &= R_A(t, x; t - n\frac{T}{2}, u_x - mL) e^{-j\omega_0(\tau - n\frac{T}{2})} \\
 (n &= -N_{\min}, \dots, -2, -1, 0, 1, 2, \dots, N_{\max}) \\
 (m &= -M_{\min}, \dots, -2, -1, 0, 1, 2, \dots, M_{\max})
 \end{aligned}$$

ここで、 T は超音波の周期、 L は横方向サンプリング間隔（ライン間隔）、 $R_A(t, x; \tau, u_x)$ は包絡線の自己相関関数、 t_0 は軸方向相関窓サイズ、 x_0 は横方向相関窓サイズである。また、 $*$ は複素共役を表している。そして、この2次元複素相関関数を用いて2次元包絡線相関係数 $C(t, x; n, m)$ を以下のように定義する。

【数 16】

$$C(t, x; n, m) = \frac{|R_{12}(t, x; n, m)|}{\sqrt{|R_{11}(t, x; 0, 0)| \cdot |R_{22}(t, x; n, m)|}}$$

ただし、 $R_{11}(t, x; 0, 0)$ は $s_1(t, x)$ の自己相関関数、 $R_{22}(t, x; n, m)$ は $s_2(t + nT/2, x + mL)$ の自己相関関数である。そして、この包絡線相関係数を用いて複合自己相関法の場合と同様にエイリアシングの問題を克服する。すなわち、各計測点 (t, x) における $C(t, x; n, m)$ と $R_{12}(t, x; n, m)$ の位相 $\phi(t, x; n, m)$ との組 $\{C(t, x; n, m), \phi(t, x; n, m)\}$ をすべての n と m について求める。ここで、 n と m の範囲が十分広ければ、すなわち、包絡線相関を行う探索範囲が十分に大きければ、包絡線相関係数が最大となる $(n, m) = (k, 1)$ に対する位相 $\phi(t, x; k, 1)$ はエイリアシングの起きていない位相となる。これは、包絡線相関 $C(t, x; n, m)$ が最大となる $(n, m) = (k, 1)$ のとき、 $s_1(t, x)$ と $s_2(t + kT/2, x + 1L)$ との時間シフトの大きさ $|\tau - kT/2|$ が $T/2$ よりも小さくなる、すなわち、 $|\phi(t, x; k, 1)| = \omega_0$

$|\tau - kT/2|$ が π よりも小さくなるためである。よって、このエイリアシングの起きていない $\phi(t, x; k, l)$ を用いれば、計測点 (t, x) における正確な時間シフト τ 、軸方向変位 u_y 、そして横方向変位 u_x が次式のように求まる。

【数 17】

$$t = -\frac{f(t, x; k, l)}{w_0} + k\frac{T}{2}$$

$$u_y = \frac{ct}{2}$$

$$u_x = lL$$

ただし、 c は組織内での音速（ここでは軟組織における一般的な音速 1500 m/s で一定とする）である。したがって、組織内のすべての点で上記のように軸方向変位と横方向変位を計算すれば、軸方向変位分布 $u_y(x, y)$ と横方向変位分布 $u_x(x, y)$ が得られる。

【0052】

また、各変位分布を次式のように空間微分することにより、軸方向歪み分布 $\varepsilon_y(x, y)$ と横方向歪み分布 $\varepsilon_x(x, y)$ が次式のように求められる。

【数 18】

$$\varepsilon_y(x, y) = \frac{\partial u_y(x, y)}{\partial y}$$

$$\varepsilon_x(x, y) = \frac{\partial u_x(x, y)}{\partial x}$$

以上のようにして、組織圧縮前後の RF 信号から軸方向と横方向の変位（歪み）分布を推定することができる。ただし、上式の $u_x = lL$ からわかるように

横方向変位の精度は横方向サンプリング間隔（ライン間隔）によって制限されてしまうため、精度は若干劣るということはあるが、リアルタイムに観察できるので実用性の高いものである。

【0053】

また、上述の拡張複合自己相関法は、組織の横方向移動に対応するように2次元の相関窓と探索範囲を用いて、組織圧縮の際の組織と超音波プローブの相対的な横方向移動には対応しているが、組織圧縮の際に軸方向と横方向にそれぞれ垂直な方向（2次元超音波走査面に垂直な方向（スライス方向））の変位が生じてしまい組織移動が起こった場合には、2次元の拡張複合自己相関法では歪みの推定を行うことができない。そのため、より安定したシステムにするには、上述の拡張複合自己相関法を3次元の相関窓と3次元の探索範囲を用いることにより簡単に拡張することが可能である。

【0054】

図11及び図12は、3次元複合自己相関法の基本アルゴリズムを示すフローチャート図である。なお、図12は、図11の処理の一部の詳細を示すフローチャート図である。

【0055】

ステップS11では、ステップS23の判定処理と組み合わせて、第1番目の走査線から第L番目の走査線についてそれぞれ同様の処理を行うために、走査線番号レジスタ1に「1」を格納する。

【0056】

ステップS12では、ステップS18の判定処理と組み合わせて、厚み方向（フレーム）を-UからUまで順次シフトする処理を実行する。

【0057】

ステップS13では、ステップS17の判定処理と組み合わせて、方位方向（走査線）を-VからVまで順次シフトする処理を実行する。

【0058】

ステップS14では、ステップS16の判定処理と組み合わせて、距離方向（軸方向）を0からMまで順次シフトする処理を実行する。

【0059】

ステップS15では、複合自己相関法により、距離方向（軸方向）における包絡線の相関係数 $C(l, t; u, v, n)$ を計算する。この複合自己相関法は、従来の方法でやってもいいが、それだと計算に時間を要するので、ここでは、高速化された複合自己相関法を用いて相関係数 $C(l, t; u, v, n)$ の計算を行う。この高速化複合自己相関法については後述する。

【0060】

ステップS16では、前のステップS14と組み合わせられた処理であり、距離方向レジスタ n がその最大値 M に達したか否かの判定を行い、達した場合にはステップS17に進み、そうでない場合はステップS14にリターンし、距離方向レジスタ n をインクリメント処理する。

【0061】

ステップS17では、前のステップS13と組み合わせられた処理であり、方位方向レジスタ v がその最大値 V に達したか否かの判定を行い、達した場合にはステップS18に進み、そうでない場合はステップS13にリターンし、厚み方向レジスタ v をインクリメント処理する。

【0062】

ステップS18では、前のステップS12と組み合わせられた処理であり、厚み方向レジスタ u がその最大値 U に達したか否かの判定を行い、達した場合にはステップS19に進み、そうでない場合はステップS12にリターンし、厚み方向レジスタ u をインクリメント処理する。

【0063】

ステップS19では、ステップS12～ステップS18の処理によって求められた相関係数 $C(l, t; u, v, n)$ ($u = -U, \dots, 0, \dots, U$) ($v = -V, \dots, 0, \dots, V$) ($n = 0, 1, \dots, N$)の中から最大となる (u, v, n) を求め、それを (u_0, v_0, n_0) とする。

【0064】

ステップS20では、ステップS19で求められた相関係数 $C(l, t; u_0, v_0, n_0)$ について、その位相差 $\phi(l, t; u_0, v_0, n_0)$ を計算す

る。

【0065】

ステップS21では、最終的を位相差として、 $\phi = n_0 \pi + \phi(1, t; u_0, v_0, n_0)$ を計算する。

【0066】

ステップS22では、 (u_0, v_0, n_0) の近傍の相関係数 $C(1, t; u, v, n)$ を用いて、方位方向の変位: $v = v_0 + \Delta v$ 及び厚み方向の変位: $u = u_0 + \Delta u$ を計算する。

【0067】

ステップS23では、前のステップS11と組み合わせられた処理であり、走査線番号レジスタ1がLに達したか否かの判定を行い、達した場合にはステップS24に進み、そうでない場合はステップS11にリターンし、走査線番号レジスタ1をインクリメント処理する。

【0068】

ステップS24では、組織圧縮に伴う変位分布が推定されたら、それを空間微分することにより歪み分布を計算する。

【0069】

図13は、図12のステップS15の高速化された複合自己相関法の詳細を示すフローチャート図である。

【0070】

ステップS31では、圧縮前のRF信号の包絡線 x と、圧縮後のRF信号の包絡線をそれぞれ直交検波して、以下のように I, Q 信号を求める。

$$x(t) \rightarrow I_x, Q_x \quad (X(t) = I_x + j Q_x \text{ とする})$$

$$y(t) \rightarrow I_y, Q_y \quad (Y(t) = I_y + j Q_y \text{ とする})$$

【0071】

ステップS32では、相関: R_{xy}, R_{xx}, R_{yy} を次式に基づいて計算する。

$$R_{xy} = \int X(t+\nu) \cdot Y^*(t+\nu) d\nu$$

$$R_{xx} = \int X(t+\nu) \cdot X^*(t+\nu) d\nu$$

$$R_{yy} = \int Y(t+\nu) \cdot Y^*(t+\nu) d\nu$$

【0072】

ステップS33では、求められた相関 R_{xy} 、 R_{xx} 、 R_{yy} を用いて相関係数 C_0 を次式に基づいて計算する。

$$C_0 = |R_{xy}| / \sqrt{R_{xx}} \sqrt{R_{yy}}$$

ステップS34では、変数 n に1をセットする。

【0073】

ステップS35では、 $Y_n(t) = Y(t - nT) e^{j\omega nT}$ を計算する。

【0074】

ステップS36では、次式に基づいて R_{xy_n} 、 $R_{y_n y_n}$ を計算する。

$$\begin{aligned} R_{xy_n} &= \int X(t+\nu) \cdot Y_n^*(t+\nu) d\nu \\ &= \int X(t+\nu) \cdot Y^*(t - nT + \nu) e^{j\omega nT} d\nu \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} R_{y_n y_n} &= \int Y_n(t+\nu) Y_n^*(t+\nu) d\nu \\ &= \int Y(t - nT + \nu) \cdot Y^*(t - nT + \nu) d\nu \end{aligned}$$

【0075】

ステップS37では、求められた R_{xy_n} 、 $R_{y_n y_n}$ を用いて相関係数 C_n を次式に基づいて計算する。

$$C_n = |R_{xy_n}| / \sqrt{R_{xx}} \sqrt{R_{y_n y_n}}$$

【0076】

ステップS38では、変数 n をインクリメント処理する。

ステップS39では、変数 n が最大値 M に達したか否かを判定し、達した場合はこの処理を終了し、達していない場合は、ステップS35にリターンし、同様の処理を繰り返す。

【0077】

図13のフローチャートでは、 R_{xy_n} 、 $R_{y_n y_n}$ を求めるのに、ステップS35で Y_n を Y から導いている。このために、回路構成の簡略化を図ることができる。以下、どのようにして Y_n を Y から導くかについて説明する。

まず、加圧前のエコー信号 $x(t)$ を

$$x(t) = u(t) \cos(\omega t + \theta)$$

軸方向に加圧後のエコー信号 $y(t)$ を

$$y(t) = x(t + \tau) = u(t + \tau) \cos(\omega(t + \tau) + \theta)$$

とする。

各信号 x , y , y_n の直交検波値は、

$$x(t) \rightarrow I_x = 0.5 u(t) \cos \theta$$

$$Q_x = -0.5 u(t) \sin \theta$$

$$(X(t) = I_x + j Q_x = 0.5 u(t) e^{-j\theta})$$

$$y(t) \rightarrow I_y = 0.5 u(t + \tau) \cos(\omega\tau + \theta)$$

$$Q_y = -0.5 u(t + \tau) \sin(\omega\tau + \theta)$$

$$(Y(t) = I_y + j Q_y = 0.5 u(t + \tau) e^{-j(\omega\tau + \theta)})$$

$$y_n(t) = y(t - nT)$$

$$= u(t + \tau - nT) \cos(\omega(t + \tau - nT) + \theta)$$

$$= u(t + \tau - nT) \cos(\omega t + \omega(\tau - nT) + \theta)$$

となる。ここで、 T は半周期なので、

$$I_{y_n} = 0.5 u(t + \tau - nT) \cos(\omega(\tau - nT) + \theta)$$

$$Q_{y_n} = -0.5 u(t + \tau - nT) \sin(\omega(\tau - nT) + \theta)$$

$$(Y_n = I_{y_n} + j Q_{y_n} = 0.5 u(t + \tau - nT) e^{-j(\omega(\tau - nT) + \theta)})$$

となる。以上の式から以下のような関係が成り立つ。

$$Y_n(t) = I_{y_n} + j Q_{y_n}$$

$$= 0.5 u(t + \tau - nT) e^{-j(\omega(\tau - nT) + \theta)}$$

$$= Y(t - nT) e^{j\omega nT}$$

これから $Y_n(t)$ は $Y(t) = I_y + j Q_y$ から求まることになる。

従って、 R_{xy_n} , $R_{y_n y_n}$ も、次式のように X , Y から求めることができる。

$$R_{xy_n} = 4 \int X(t + \nu) \cdot Y_n^*(t + \nu) d\nu$$

$$= 4 \int X(t + \nu) \cdot Y^*(t - nT + \nu) e^{j\omega nT} d\nu$$

$$|R_{xy_n}| = R_{u_n}$$

$$= \int u(t + \nu) u(t + \tau - nT + \nu) d\nu$$

$$= 4 \int |X(t + \nu) \cdot Y_n^*(t + \nu)| d\nu$$

$$= 4 \int |X(t + \nu) \cdot Y^*(t - nT + \nu) e^{j\omega nT}| d\nu$$

$$\begin{aligned}
 &= 4 \int |X(t+\nu) \cdot Y^*(t-nT+\nu)| d\nu \\
 R_{Y_n Y_n} &= \int u(t+\tau-nT+\nu) u(t+\tau-nT+\nu) d\nu \\
 &= 4 \int |Y_n(t+\nu) \cdot Y_n^*(t+\nu)| d\nu \\
 &= 4 \int Y(t-nT+\nu) \cdot Y^*(t-nT+\nu) d\nu
 \end{aligned}$$

ここで、*は複素共役を表している。

【0078】

図14は、この3次元複合自己相関法の基本アルゴリズムを実行する回路構成を示すブロック図である。複合自己相関法を実行する回路構成を従来技術の図9に示すようなものにしたと、直交検波回路1320～132Nが多段接続されることによって、直交検波回路1320～132Nの処理に時間を要するようになり、その処理時間は膨大なものとなってしまい、高速な演算処理の妨げとなり、リアルタイムな画像表示の妨げとなっていた。そこで、前述のような基本アルゴリズムに応じた図14のような回路構成を採用することによって、複合自己相関法を実行する回路の処理速度を高速化している。

【0079】

加圧前直交検波回路(QD)131は、加圧前のエコー信号 $x(t)$ を入力し、それぞれ直交検波して、直交検波信号 $I_x(t)$ 、 $Q_x(t)$ 信号を、第1相関演算回路133及び第1相関係数演算回路1350～135Nに出力する。加圧後直交検波回路(QD)132は、加圧後のエコー信号 $y(t)$ を入力し、それぞれ直交検波して直交検波信号 $Y(t) = I_y + jQ_y$ ($I_y(t)$ 、 $Q_y(t)$)を、第1相関係数演算回路1350、第2相関演算回路1340及び第1遅延回路134及び第2遅延回路135に出力する。第1遅延回路134及び第2遅延回路135は、直交検波信号 $Y(t)$ をそれぞれ超音波の周期 T だけ遅延させ、遅延した直交検波信号 $Y(t-T)$ を第1相関係数演算回路1351、第3遅延回路136及び第4遅延回路137に出力する。第3遅延回路136及び第4遅延回路137は、直交検波信号 $Y(t-T)$ をそれぞれ超音波の周期 T だけ遅延させ、遅延した直交検波信号 $Y(t-2T)$ を次段の第1相関係数演算回路及び遅延回路(図示せず)に出力する。以後、N段の遅延回路を用いて順次周期 T の整数倍だけ信号を遅延して、遅延した信号を第1相関係数演算回路に供給

する。

【0080】

第1相関演算回路133は、信号 I_x 、 Q_x に基づいて相関値 R_{xx} を演算し、それを各第2相関係数演算回路1380～138Nに出力する。第2相関演算回路1340は、加圧後直交検波回路132からの直交検波信号 $I_y(t)$ 、 $Q_y(t)$ を入力し、信号 I_y 、 Q_y に基づいて相関値 R_{yy} を演算し、それを第2相関係数演算回路1380に出力する。第1相関係数演算回路1350は、加圧前直交検波回路131からの直交検波信号 $I_x(t)$ 、 $Q_x(t)$ 及び加圧後直交検波回路132からの直交検波信号 $I_y(t)$ 、 $Q_y(t)$ を入力し、複素ベースバンド信号 S_R 、 S_I を求め、それを第3相関演算回路1360及び位相差演算回路1370に出力する。第3相関演算回路1360は、第1相関係数演算回路1350からの複素ベースバンド信号 S_R 、 S_I を入力し、それに基づいて相関値 $|R_{xy}|$ を求め、それを第2相関係数演算回路1380に出力する。位相差演算回路1370は、第1相関係数演算回路1350からの複素ベースバンド信号 S_R 、 S_I を入力し、それに基づいて位相差 $\phi_0(t)$ を求める。第2相関係数演算回路1380は、第1相関演算回路133からの相関値 R_{xx} 、第3相関演算回路1360からの相関値 $|R_{xy}|$ 、並びに第2相関演算回路1340からの相関値 R_{yy} を入力し、これらの各相関値に基づいて相関係数 $C_0(t)$ を演算し、出力する。

【0081】

第2相関演算回路1341は、第1遅延回路134及び第2遅延回路135からの遅延後の直交検波信号 $I_y(t-T)$ 、 $Q_y(t-T)$ を入力し、信号 $I_y(t-T)$ 、 $Q_y(t-T)$ に基づいて相関値 $R_{y_1y_1}$ を演算し、それを第2相関係数演算回路1381に出力する。第1相関係数演算回路1351は、加圧前直交検波回路131からの直交検波信号 $I_x(t)$ 、 $Q_x(t)$ 、第1遅延回路134及び第2遅延回路135からの遅延後の直交検波信号 $I_y(t-T)$ 、 $Q_y(t-T)$ を入力し、複素ベースバンド信号 S_{R1} 、 S_{I1} を求め、それを第3相関演算回路1361及び位相差演算回路1371に出力する。第3相関演算回路1361は、第1相関係数演算回路1351からの複素ベースバンド信号 S_{R1} 、

S_{I1} を入力し、それに基づいて相関値 $|R_{xy1}|$ を求め、それを第2相関係数演算回路1381に出力する。位相差演算回路1371は、第1相関係数演算回路1351からの複素ベースバンド信号 S_{R1} , S_{I1} を入力し、それに基づいて位相差 $\phi_1(t)$ を求める。第2相関係数演算回路1381は、第1相関演算回路133からの相関値 R_{xx} 、第3相関演算回路1361からの相関値 $|R_{xy1}|$ 、並びに第2相関演算回路1341からの相関値 R_{y1y1} を入力し、これらの各相関値に基づいて相関係数 $C_1(t)$ を演算し、出力する。

【0082】

第3遅延回路135及び第4遅延回路136から次段の第2相関演算回路1342～134N、第1相関係数演算回路1352～135N、第3相関演算回路1362～136N、位相差演算回路1372～137N及び第2相関係数演算回路1382～138Nは、上述と同様の処理を順次遅延された遅延後の直交検波信号 $I_y(t-2T) \cdots I_y(t-NT)$, $Q_y(t-2T) \cdots Q_y(t-NT)$ に対して実行し、相関係数 $C_2(t) \sim C_N(t)$ 及び位相 $\phi_2(t) \sim \phi_N(t)$ を出力する。

【0083】

次に、3次元有限要素モデルを用いた弾性係数分布再構成法について説明する。弾性係数分布再構成逆問題を簡単化するため、この実施の形態では組織をモデル化する。これはまた、今回提案する弾性係数分布再構成法において有限要素法を用いるためでもある。この実施の形態では、組織を以下のように仮定及びモデル化する。

【0084】

まず、組織を等方性弾性体と仮定する。組織歪み分布を推定する際、外部から圧力を加えて組織を静的に圧縮する。しかし、組織圧縮前後のRF信号間の相関を保つために、微小圧縮しか行わない。そのため、この場合、応力と歪みの間の関係はほぼ線形である。すなわち、組織を弾性体として近似できる。また、今回対象としている軟組織はほぼ等方性が成り立つため、この実施の形態では組織を等方性弾性体と仮定する。

【0085】

さらに、組織を近非圧縮性と仮定する。生体組織は、非圧縮性（ポアソン比 $\nu = 0.5$ ）に近いことが知られている。そこで、ポアソン比を0.49とし、生体内で一定とする。ここで、完全な非圧縮性を仮定しないのは、ポアソン比 $\nu = 0.5$ とすると特殊な弾性方程式となり、今回の提案手法で用いている有限要素法が適用できなくなるためである。そして、ポアソン比を生体内で一定とすることで弾性係数分布推定の推定パラメータをヤング率のみとすることができ、逆問題を簡単化できる。また、ポアソン比はヤング率に比べ生体中であまり変化しないパラメータであるため、この実施の形態ではポアソン比を0.49で一定とする。

【0086】

組織を3次元有限要素モデル化する。この弾性係数分布再構成法では有限要素法を用いるため、組織を有限個の直方体要素に分割する。そして、各要素内では、弾性係数、応力、歪みは一様であると仮定する。一般的に逆問題を解くには、それに対応する順問題を理解することが重要である。今回の歪み分布と境界条件から弾性係数分布を推定する逆問題の場合、それに対応する順問題とは、弾性係数分布と境界条件から歪み分布を求めることである。そして、この順問題の数値解法の1つが有限要素法（FEM : Finite Element Method）である。

【0087】

ここで、有限要素法とは対象となる連続体を有限個の要素の集合で近似し、この集合体に対して成り立つ連立1次方程式を数値的に解く手法のことである。なお、有限要素法の定式化については後述する。ここでは有限要素法とは「入力として物体の弾性係数分布と境界条件を与えれば、出力としてそのときの歪み（変位）分布と応力分布が得られるもの」として捉えておけば十分である。

【0088】

この実施の形態では、組織を等方性弾性体で近似するため、組織内では以下のような弾性方程式（つりあい方程式・歪み－変位関係式・応力－歪み関係式）が成り立つ。

【0089】

つりあい方程式は次式のように表される。

【数 19】

$$\frac{\partial \sigma_{ij}}{\partial x_j} + f_i = 0$$

$$(i, j = 1, 2, 3)$$

歪み－変位関係式は次式のように表される。

【数 20】

$$\varepsilon_{ij} = \frac{1}{2} \left(\frac{\partial u_i}{\partial x_j} + \frac{\partial u_j}{\partial x_i} \right)$$

応力－歪み関係式（一般化したフックの法則）は次式のように表される。

【数 21】

$$\sigma_{ij} = \frac{E}{1+\nu} \left(\varepsilon_{ij} + \frac{\nu}{1-2\nu} \delta_{ij} \varepsilon_{nn} \right)$$

上記の式ではテンソル表現を用いており、実際にはつりあい方程式として3式、歪み－変位方程式として6式、応力－歪み関係式として6式が存在する。また、座標系 (x_1, x_2, x_3) は (x, y, z) を表しており、その他の記号は以下のことを表している。

E ：ヤング率（弾性係数とはヤング率のことを表している）

ν ：ポアソン比

ε_{ij} ：歪みテンソル

$(\varepsilon_{nn} = \varepsilon_{11} + \varepsilon_{22} + \varepsilon_{33} : \text{体積歪み})$

σ_{ij} ：応力テンソル

δ_{ij} ：クロネッカーのデルタ

u_i : 変位ベクトル

f_i : 体積力ベクトル (重力の影響は無視できるため、ここでは $f_i = 0$ とする)

ここで、応力-歪み関係式を ε_{ij} について整理すると、次のような歪み-応力関係式が得られる。

【数 2 2】

$$\varepsilon_{ij} = \frac{1+\nu}{E} \left(\sigma_{ij} - \frac{\nu}{1+\nu} \delta_{ij} \sigma_{nn} \right)$$

ただし、 $\sigma_{nn} = \sigma_{11} + \sigma_{22} + \sigma_{33}$ である。よって、この式の中で $i = j = 2$ とし、ヤング率 E について整理すると次式が得られる。

【数 2 3】

$$\begin{aligned} E &= \frac{\sigma_{22} - \nu(\sigma_{11} + \sigma_{33})}{\varepsilon_{22}} \\ &= \frac{\sigma_y - \nu(\sigma_x + \sigma_z)}{\varepsilon_y} \end{aligned}$$

従って、軸方向 (この実施の形態では、 y 方向を超音波ビーム方向、すなわち軸方向とする) の歪み成分と全方向の応力成分がわかれば、ヤング率すなわち弾性係数を求めることができる。なお、上述の計算式からは、応力分布を直接計測することは現状では困難である。そこで、この実施の形態では応力分布と弾性係数分布を交互に推定・更新しながら、推定弾性係数分布を実際の分布に近づけていく。その弾性係数分布再構成の手順は、以下のようになる。

【0090】

第 1 に、未知弾性係数分布の初期値分布 $\{E^0\}$ として一様分布を考える。第 2 に、初期弾性係数分布 $\{E^0\}$ のときに生じる応力分布 $\{\sigma^0\}$ を 3 次元有限要素法により求める。具体的には、まず組織モデル内の各要素に対して歪み-変

位関係式及び応力-歪み関係式をつりあい方程式に代入して得られる次式のようなつりあい方程式を作る。

【数 2 4】

$$\frac{\partial}{\partial x_j} \left[\frac{E}{2(1+\nu)} \left(\frac{\partial u_i}{\partial x_j} + \frac{\partial u_j}{\partial x_i} \right) + \frac{E\nu}{(1+\nu)(1-2\nu)} \delta_{ij} \frac{\partial u_n}{\partial x_n} \right] + f_i = 0$$

ただし、

【数 2 5】

$$\frac{\partial u_n}{\partial x_n} = \frac{\partial u_1}{\partial x_1} + \frac{\partial u_2}{\partial x_2} + \frac{\partial u_3}{\partial x_3}$$

である。そして、この連立方程式を以下のような境界条件のもとガウスの消去法を用いて変位について解き、弾性係数分布 $\{E^0\}$ のときの変位分布 $\{u^0\}$ を求める。

【数 2 6】

$$u_i \big|_{y=\text{bottom}} = 0$$

$$\sigma_i \big|_{y=\text{top}} = p_i$$

$$\sigma_n \big|_{x,z=\text{side}} = 0$$

上式において、 p_i は体表における外部圧力ベクトル、 σ_n は側面に垂直な方向の応力成分である。また、上段の式は底面が固定されていることを示し、中段の式は体表での応力分布は外部圧力分布に等しいことを示し、下段の式は側面が拘束されていないことをそれぞれ示している。次に、この変位分布 $\{u^0\}$ を歪み-変位関係式に代入して、弾性係数分布 $\{E^0\}$ のときの歪み分布 $\{\epsilon^0\}$ を求める。そして、この歪み分布 $\{\epsilon^0\}$ を応力-歪み関係式に代入することにより

、弾性係数分布 $\{E^0\}$ のときの応力分布 $\{\sigma^0\}$ を得る。

【0091】

第3に、3次元有限要素法により得られた応力分布と拡張複合自己相関法により推定した軸方向（y方向）歪み分布 $\{\varepsilon_y\}$ を用いて、弾性係数分布 $\{E^k\}$ を次式により更新する。

【数27】

$$\hat{E}^{k+1} = \frac{\hat{\sigma}_y^k - \nu(\hat{\sigma}_x^k + \hat{\sigma}_z^k)}{\varepsilon_y}$$

ただし、この式は、上述の応力-歪み関係式を ε_{ij} について整理し、式中の $i = j = 2$ とし、ヤング率 E について整理した式を書き改めたものであり、式中の k は繰り返し回数を表している。

【0092】

第4に、上述のように更新された弾性係数分布と上述の境界条件を用いて再び3次元有限要素解析を行い、応力分布を更新する。

【0093】

そして、第3及び第4の処理を繰り返すことにより弾性係数分布を実際の分布に近づけていく。ただし、次式の条件が満たされた時点で弾性係数分布推定は収束したとみなし、推定を終了する。

【数28】

$$\frac{1}{N} \sum_l^N |\hat{E}_l^{k+1} - \hat{E}_l^k| < \Gamma$$

ここで、 l は要素番号、 N は要素数、 Γ はしきい値である。

【0094】

以上が、今回提案した3次元有限要素モデルによる弾性係数分布再構成法であり、この方法は3次元のつりあい方程式を基に弾性係数分布を推定している。そ

のため、本手法は従来の手法よりもより実際の生体組織に近い仮定に基づいているので、より正確な弾性係数推定が可能になる。また、本手法は精度良く推定可能な軸方向の歪み分布のみから弾性係数分布を再構成するため、安定した弾性係数分布再構成が行える。ただし、本手法は組織弾性係数の3次元分布を推定する手法であるため、2次元アレイ超音波プローブを用いるか、1次元アレイ超音波プローブをスライス方向に機械的に走査することにより、対象を3次的に走査する必要がある。

【0095】

この実施の形態の拡張複合自己相関法と3次元有限要素モデルによる弾性係数分布再構成法の有効性をシミュレーションによって実証する。図15は、このシミュレーションの手順の概略を示す図である。

【0096】

第1に、推定したい弾性係数分布を持つ組織モデルを作成する。このとき、組織モデル内には超音波エコー信号を発生させるための散乱体を分布させておく。第2に、この組織モデルに対して外部圧力を加え、計算機上で組織圧縮を行う。そして、この圧縮による各散乱点の移動先を有限要素法などにより求める。第3に、組織モデル圧縮前後の散乱体分布を基に圧縮前後のRF信号を作成する。第4に、この圧縮前後のシミュレーションRF信号に対して拡張複合自己相関法を適用し、組織歪み分布を推定する。第5に、拡張複合自己相関法により推定された歪み分布と組織モデル圧縮の際に設定した境界条件（外部圧力分布など）とから3次元有限要素モデルによる弾性係数分布再構成法により組織弾性係数分布を推定する。

【0097】

今回のシミュレーションで用いた組織モデルの弾性係数分布は、各シミュレーションにおいて異なるが、いずれの場合も等方性弾性体を仮定する。なお、各シミュレーションで設定した弾性係数の値としては、今回の組織弾性計測システムで主な対象としている乳房組織の弾性係数にほぼ即している。また、組織圧縮前後のシミュレーションRF信号を作成するために、各組織モデルには点散乱体を分布させた。その際、点散乱体の平均密度としては500個/cm³とし、組織

圧縮前の散乱体の位置は一様乱数により、散乱係数は平均 1.0、標準偏差 0.3 の正規乱数により決めた。そして、組織圧縮後の散乱体位置は有限要素解析の結果に応じて組織圧縮前の各散乱体を移動させることにより決めている。ここで、実際の組織の散乱体に関する情報は未知であるが、シミュレーション RF 信号を基に B モード像にした際、実際の組織の B モード像に近くなるように各パラメータを設定する。

【0098】

この実施の形態では、組織モデルに対する組織圧縮前後のシミュレーション RF 信号を次式のように組織圧縮前後の散乱体関数と超音波システムの点広がり関数との畳み込みにより作成する。

【数 29】

$$i_1(x, y, z) = \iiint h(x-x', y-y', z-z') t_1(x', y', z') dx' dy' dz'$$

$$i_2(x, y, z) = \iiint h(x-x', y-y', z-z') t_2(x', y', z') dx' dy' dz'$$

ここで、 $i_1(x, y, z)$ は組織圧縮前の RF 信号、 $i_2(x, y, z)$ は組織圧縮後の RF 信号、 $h(x, y, z)$ は超音波システムの点広がり関数（インパルス応答）、 $t_1(x, y, z)$ は組織圧縮前の散乱体関数、 $t_2(x, y, z)$ は組織圧縮後の散乱体関数である。ただし、散乱体関数とは組織モデル内の散乱体が存在する位置ではその散乱係数の値をとり、その他の位置では 0 であるような関数である。また、組織圧縮後の散乱体関数 $t_2(x, y, z)$ は組織圧縮前散乱体関数 $t_1(x, y, z)$ の各散乱体の位置を組織モデルの変形に応じて移動させたものである。ただし、組織圧縮に伴う各散乱体位置での変位は有限要素解析により得られる要素節点での変位ベクトルを線形補間することにより求めている。

【0099】

また、この実施の形態ではシミュレーション超音波システムとして無焦点、かつ減衰のないシステムを仮定する。すなわち、超音波システムの点広がり関数 $h(x, y, z)$ は空間的に不変であると仮定する。さらに、点広がり関数は次式

のように方向ごとに分離できると仮定する。

【数 3 0】

$$h(x, y, z) = h_x(x)h_y(y)h_z(z)$$

ここで、 $h_y(y)$ は超音波ビーム方向の点広がり関数、 $h_x(x)$ 、 $h_z(z)$ はそれぞれ超音波ビームに直交した方向の点広がり関数である。ただし、 x 方向は超音波断層面内の方向（横方向）、 z 方向は超音波断層面に垂直な方向（スライス方向）とする。そして、各方向の点広がり関数は実際の超音波装置により計測したワイヤー・ターゲット（水中に張った直径 0.13 mm のワイヤー）からの反射エコー分布を基に作成する。図 16 は、超音波中心周波数 5.0 MHz の場合に用いた各点広がり関数の一例を示す図である。図 16 (A) は軸方向の点広がり関数 $h_y(y)$ を示し、これはガウス関数に正弦波をかけたものによって実際のワイヤー・ターゲットからの反射エコー分布を近似し、図 16 (B) は横方向点の広がり関数 $h_x(x)$ を、図 16 (C) はスライス方向の広がり関数 $h_z(x)$ をそれぞれ示し、これらはガウス関数によって実際のワイヤー・ターゲットからの反射エコー分布を近似する。また、各関数のパラメータは中心周波数に応じて変えており、各シミュレーションの際に改めて説明する。

【0 1 0 0】

次に、変位（歪み）分布推定法として今回提案した拡張複合自己相関法の有効性をシミュレーションにより評価する。まず、拡張複合自己相関法の複合自己相関法に対する拡張点である組織の横方向変位に対応できる点について検証する。

【0 1 0 1】

図 17 は、組織モデルの概略を示す図である。組織モデルは、外形 60 mm × 60 mm（2 次元）で、一様な弾性係数分布をもつモデルである。そして、この組織モデルを軸方向に一様な 3 % の歪みが生じるように圧縮する。ここで、このシミュレーションに関しては拡張複合自己相関法のみの評価を行うため、組織モデルとしては単純な 1 次元弾性体を仮定している。そして、組織の横方向移動（超音波プローブに対する相対的な横方向移動）に関する影響を検証するため、軸

方向の圧縮と同時に横方向に 0.0 mm から 1.4 mm までの横方向変位を与えた。ただし、横方向に関しては単純な平行移動であり、組織に対して超音波プローブが完全に滑った場合を想定している。

【0102】

そして、この組織モデルに対して変形前後のシミュレーション RF 信号を作成する。その際用いた超音波システムに関するパラメータは、中心周波数 5.0 MHz、パルス幅 0.5 mm、超音波ビーム幅 1.0 mm、走査ライン間隔 0.5 mm、サンプリング周波数 30 MHz である。そして、この圧縮前後のシミュレーション RF 信号を用いて、今回提案した拡張複合自己相関法により歪み分布を推定する。また、比較のために複合自己相関法と空間相関法を用いても歪み分布推定を行った。ここで、単純に精度等を比較できるように各手法では同じサイズの相関窓と探索範囲を用いた。具体的には、拡張複合自己相関法と空間相関法では 1.6 mm (軸方向) × 2.5 mm (横方向) の 2 次元相関窓と 5.6 mm (軸方向) × 7.5 mm (横方向) の 2 次元探索範囲を用い、1 次元処理の複合自己相関法では軸方向だけ同じ 1.6 mm の 1 次元相関窓と 5.6 mm の 1 次元探索範囲を用いた。

【0103】

このようにして各手法により歪み分布を推定した結果、図 18～図 20 のようになる。ここで、図 18 は横方向変位に対する各手法の歪み推定誤差を示している。◇は複合自己相関法、□は拡張複合自己相関法、△は空間相関法を示す。ただし、歪み推定誤差 e としては次式を用いた。

【数 31】

$$e = \sqrt{\frac{\sum_i^N (\hat{\epsilon}_i - \epsilon_i)^2}{\sum_i^N \epsilon_i^2}}$$

ここで、 $\hat{\epsilon}_i$ は推定された歪み、 ϵ_i は実際の歪み (理想値)、 i は要素番号、

Nは要素数である。また、図19は横方向変位が0.0mmの場合の各手法（複合自己相関法、拡張複合自己相関法、空間相関法）により推定した歪み分布、図20は横方向変位が0.4mmの場合の各手法（複合自己相関法、拡張複合自己相関法、空間相関法）により推定した歪み分布を示す図である。なお、図19及び図20は軸方向の深さごとに推定された歪みの平均値と標準偏差を表している。

【0104】

このシミュレーション結果より、従来の複合自己相関法（CA法）では組織の相対的な横方向変位が超音波ビームを越えて生じてしまう（今回の場合、横方向変位がビーム幅の片側分である0.5mmを超えてしまう）と歪み推定が急に悪くなってしまうのに対し、拡張複合自己相関法では横方向変位の大きさにかかわらず安定して歪み推定が可能であることが理解できる。また、空間相関法も横方向変位にかかわらず安定して歪み推定が行えるものの、拡張複合自己相関法と比べると2倍以上誤差が大きく精度が悪いことが理解できる。また、各手法の処理時間を比較したところ、下表のように拡張複合自己相関法は複合自己相関法に比べて3.6倍時間がかかってしまうものの、空間相関法と比べると1/(7.7)の時間しかかからなかった。そのため、拡張複合自己相関法はある程度リアルタイム性が保たれていることが理解できる。

【0105】

手 法	処理時間	処理時間比較
複合自己相関法	26秒	1/(3.6)
拡張複合自己相関法	1分34秒	1.0
空間相関法	12分5秒	7.7

【0106】

次に、斜め方向圧縮に関する検証について説明する。前述のシミュレーションでは簡単な2次元の均一組織モデルを用いたが、次は実際の生体組織と同じ3次元構造を持つ組織モデルを用いてシミュレーションを行う。また、超音波プローブにより組織を圧縮する際、超音波ビーム方向（軸方向）に圧縮するのが理想であるが、ここでは斜めに圧縮してしまった場合の影響を検証する。

【0107】

図21は、斜め方向圧縮の検証に使用される組織モデルの概略を示す図である。組織モデルは、図21（A）に示すように、外形が60mm×60mm×60mmの3次元構造をしており、この組織モデル中に直径15mm、長さ60mmの硬い円柱形内包物が存在するようなモデルである。ここで、周辺の弾性係数（ヤング率）は10kPa、内包物の弾性係数は周辺より3倍硬い30kPaとする。ただし、この弾性係数の値は今回主な対象としている乳房組織の弾性係数および乳がんの弾性係数を基に設定する。そして、この組織モデルを2通りの方法で圧縮を行った。1つ目は、図21（B）に示すように、この組織モデルに対して上面から軸方向に一律な200Paの外部圧力を加えて、組織モデルを軸方向に約2%圧縮する。2つ目は、図21（C）に示すように、この組織モデルに対してモデル上面から斜め方向の一律な外部圧力（軸方向に200Pa、横方向に30Pa）を加えて、組織モデルを斜め方向に圧縮する。

【0108】

そして、上記の2通りの場合についてそれぞれ組織圧縮前後のシミュレーションRF信号を作成し、拡張複合自己相関法により歪み分布を推定する。なお、ここでも比較のために複合自己相関法と空間相関法による歪み分布推定も行う。ただし、単純に比較できるように各手法で用いた相関窓サイズと探索範囲は同じとし、そのサイズは前のシミュレーションと同じとする。また、シミュレーションRF信号作成の際に用いた超音波システムに関するパラメータも前のシミュレーションと同じ、中心周波数5.0MHz、パルス幅0.5mm、横方向超音波ビーム幅1.0mm、スライス方向超音波ビーム幅2.0mm、走査ライン間隔0.5mm、サンプリング周波数30MHzとする。

【0109】

上記のようにして行ったシミュレーションの結果は、図 22 及び図 23 に示すようになる。ここで、図 22 は組織モデルを単純に軸方向に圧縮した場合の歪み分布推定結果を示し、図 23 は組織モデルを斜め方向に圧縮した場合の歪み分布推定結果を示す。なお、各図における理想的な歪み分布とは、各条件で 3 次元有限要素解析を行って得られた軸方向歪み分布であり、この歪み分布を正解としている。また、図 22 及び図 23 における結果は組織モデルの中央断面での結果である。ここで、図 23 において理想歪み分布が左右対称でないのは斜め方向に圧縮した影響であり、特に今回の場合は図に向かって右斜め下に圧縮したため、図右上の部分の横方向変位が大きくなっている。

【0110】

そして、このシミュレーションの結果より、軸方向に圧縮した場合は拡張複合自己相関法と複合自己相関法はほぼ同じ結果となったが、斜め方向に圧縮した場合は横方向変位が大きくなるため、複合自己相関法では推定できなくなる領域が生じてしまうのに対し、拡張複合自己相関法では先のシミュレーション同様に横方向変位の大きさにかかわらず安定して歪み推定が可能であることが改めて確認された。また、空間相関法も横方向変位の大きさには依存しないものの拡張複合自己相関法の結果と比較すると明らかに推定精度が悪いのが見てとれる。そのため、前のシミュレーションと合わせて改めて拡張複合自己相関の有効性が確認された。

【0111】

前述の拡張複合自己相関法は、精度良く、かつ高速に組織歪み分布を推定することができる。そこで、次に組織弾性映像システムの第 2 段階である歪み分布から弾性係数分布を推定する手法で、今回提案した 3 次元有限要素モデルによる弾性係数分布再構成法についてシミュレーションにより検証を行う。

【0112】

今回提案した弾性係数分布再構成法の最大の特徴は 3 次元の力学的つりあい方程式に基づいて弾性係数分布を推定することである。そこで、今回提案した手法と手順的には同じであるが、2 次元の力学的つりあい方程式を基にしている点だけが異なる 2 次元再構成法を用いて、提案した 3 次元再構成法と比較することに

より検証を行う。この2次元再構成法では、2次元の平面歪み状態を仮定した弾性方程式および有限要素法を用いて弾性係数分布を推定する。

【0113】

そこで、まず組織モデルとして、実際の生体組織と同じ3次元構造を持つ図24のような2つのモデルを用いる。図24は、3次元構造を持つ2つの組織モデルの一例を示す図である。図24(a)の内包物モデルは、乳がんを模擬したモデルで、外形100mm×100mm×100mmのモデル中に直径20mmの硬い内包物が存在するもので、内包物の弾性係数は30kPa、周辺の弾性係数は10kPaとする。これらの弾性係数の値は、先ほどのシミュレーションと同じように実際の乳房組織の弾性係数を基に決めている。また、周辺と内包物のポアソン比としては、共に非圧縮性に近いため0.49で一樣とする。そして、図24(b)の層状モデルは筋肉などの層状のものを模擬したモデルで、外形100mm×100mm×100mmのモデル中に厚さ20mmの硬い層がモデル中に存在するというもので、硬い層の弾性係数は30kPa、周辺の弾性係数は10kPaとする。そして、このモデルの場合もポアソン比は0.49で一樣とする。

【0114】

そして、図24(a)の内包物モデルの場合はモデル上部から軸方向に100Paの一樣な外部圧力により、図24(b)の層状モデルの場合はモデル上部から軸方向に150Paの一樣な外部圧力により、各モデルをコンピュータ上で圧縮する。ここで、2つのモデルで外部圧力の強さを変えているのは、各モデルとも同じ約1%の歪みが生じるようにするためである。そして、これらの組織モデル圧縮前後のシミュレーションRF信号を作成し、拡張複合自己相関法により軸方向歪み分布を推定する。そして、この推定された軸方向歪み分布と圧縮の際の境界条件とから、提案した3次元弾性係数分布再構成法により弾性係数分布を推定する。また、同じ軸方向歪み分布と境界条件を用いて比較のために2次元再構成法によっても弾性係数分布を推定する。ここで、シミュレーションRF信号を作成するために用いた超音波システムのパラメータとしては、中心周波数3.75MHz、パルス幅0.75mm、横方向超音波ビーム幅2.0mm、スライス

方向超音波ビーム幅 2.0 mm、走査ライン間隔 2.0 mm である。また、拡張複合自己相関法における相関窓のサイズは 3.2 mm (軸方向) × 4.0 mm (横方向)、探索範囲は 11.2 mm (軸方向) × 14.0 mm (横方向) とする。さらに、3次元有限要素モデルによる弾性係数分布再構成では 2 mm (軸方向) × 2 mm (横方向) × 5 mm (スライス方向) の直方体要素 50000 個を用いて組織モデルを構成する。

【0115】

そして、このシミュレーションの結果は、図 25～図 28 に示すようになる。図 25 及び図 26 は内包モデルにおける各推定結果を示す、図 27 及び図 28 は層状モデルにおける各推定結果を示す。ただし、3次元再構成法では弾性係数の 3次元分布を推定しているが、ここではモデル中央断面での結果のみを示す。これは、2次元再構成法では 2次元断面での弾性係数分布しか推定できないので、ここでは比較できる中央断面のみ示す。また、各組織モデルにおける 3次元再構成結果と 2次元再構成結果を数値的に評価したところ次のような結果が得られた。

【0116】

		周辺領域に	周辺領域に	モデル中心に
		おける弾性係数	おける標準	おけるコントラ
		誤差 [%]	偏差 [%]	スト誤差 [%]
内包	3次元再構成法	3.5	15.5	11.0
物モ				
デル	3次元再構成法	30.9	17.9	35.9
層状	3次元再構成法	8.5	26.8	3.1
モデ				
ル	3次元再構成法	24.9	22.1	43.5

ここで、用いた評価用のパラメータは、周辺領域における弾性係数誤差 e_s 、周辺領域における標準偏差 SD_s 、モデル中心におけるコントラスト誤差 e_c であり、それぞれ次式のように定義する。

【数 3 2】

$$e_s = \frac{\frac{1}{N_s} \sum_i^{N_s} |\hat{E}_i - E_i|}{\bar{E}_s}$$

$$SD_s = \frac{\sqrt{\frac{1}{N_s} \sum_i^{N_s} (\hat{E}_i - \bar{E}_s)^2}}{\bar{E}_s}$$

$$e_c = \frac{\left| (\hat{E}_c - \bar{E}_s) - (E_c - E_s) \right|}{E_c - E_s}$$

ただし、上式における Σ は周辺領域における総和、 \hat{E} は推定された弾性係数、 E は実際の弾性係数、 N_s は周辺領域の要素数、 \bar{E}_s は周辺領域における弾性係数の平均値、 \hat{E}_c はモデル中心における推定弾性係数、 E_c はモデル中心における実際の弾性係数、 E_s は周辺領域における実際の弾性係数である。

【0117】

以上のシミュレーション結果より、今回提案した 3 次元有限要素モデルによる弾性係数分布再構成法の方が平面応力状態を仮定した 2 次元再構成法よりもより正確な弾性係数を推定できることが確認された。ここで、3 次元再構成法では弾性係数の値が正確に推定されているのに対し、2 次元再構成法では実際の弾性係数の値よりも小さく推定しまっている。これは、前もって予想されていたように 2 次元状態では 2 次元考察面に垂直な方向の動きが制限されてしまうためである。そのため、実際の生体組織と同じ 3 次元を基にした弾性係数分布再構成法が必

要であることがこのシミュレーションにより改めて示された。

【0118】

次に、上述の拡張複合自己相関法と3次元有限要素モデルによる弾性係数再構成法を実装した超音波診断システムの具体的構成について説明する。図29は、この超音波診断システムの基本構成を示す図である。この超音波診断システムは、3次元超音波スキャナ281、超音波診断装置282、パーソナルコンピュータ283、パルスモータコントローラ284、パルスモータ285、圧力計286などから構成される。3次元超音波スキャナ281は超音波パルスを組織内に送信し、かつ組織からの超音波エコー信号を受信するためのものである。ただし、ここでは3次元有限要素モデルによる弾性係数再構成法を用いるため、組織内の3次元的なデータが必要になる。そこで、この超音波診断システムでは3次元超音波スキャナ281は3次元走査が可能な構成となっている。超音波診断装置282は3次元超音波スキャナ281を制御したり、リアルタイムに超音波Bモード画像を表示して計測部位を決定したりするためのもので、従来の超音波診断装置をそのまま用いることができる。この超音波診断装置はフルデジタル化された装置で内部にフレームメモリを持っているため、計測したRF信号を一時的に保存しておくことが可能となっている。パーソナルコンピュータ283は、超音波診断装置282によって計測されたRF信号を受け取り、組織弾性特性推定のための処理（前述の提案手法の処理）、および処理結果の表示を行うためのものである。パルスモータ285は組織圧縮を制御するためのものであり、位置固定が可能なアームの先端に固定されており、かつパルスモータ285の可動部分には3次元超音波スキャナ281が取り付けられている。そして、パルスモータコントローラ284によりこのパルスモータ285を制御し、超音波スキャナ281を組織表面で上下に動かすことにより数パーセントの微小組織圧縮を精度良く行う。圧力計286は弾性係数再構成の際に必要な境界条件である体表上での圧力を測るためのもので、超音波スキャナ281と体表との間に置かれる。ただし、ここでは超音波スキャナ281で組織圧縮を行った際の体表上での圧力分布は一様であると仮定し、圧力計286で計測された値をその圧力値として用いる。

【0119】

図30は、この超音波診断システムで用いた超音波スキャナ281の具体的構成を示す図である。3次元超音波スキャナ281は、超音波振動子が2次元平面状に並んだ2次元アレイ型ではなく、コンベックス型の2次元走査プローブを水中で機械的にスライス方向に振ることにより3次元走査を行うタイプのものである。

【0120】

図29の超音波診断システムは、乳がん診断を主な対象としているため、超音波スキャナの特性も乳腺用に設定してある。今回用いた超音波スキャナの主な特性としては、超音波中心周波数7.5MHz、サンプリング周波数30MHz、走査ライン数71本、フレーム数44枚、振動子の振れ角30°、1回の3次元走査にかかる時間0.5秒となっている。ここで、振動子の振れ角とはコンベックス型のプローブをスライス方向に振る際の振れ角のことであり、フレーム数とはコンベックス型のプローブを1回振る際に取得される走査面（フレーム）の数である。また、水中のワイヤー・ターゲットにより超音波パルスの特性を計測したところ、パルス幅約0.5mm、横方向ビーム幅約1.5mm、スライス方向ビーム幅約2.6mmであった。

【0121】

図29の超音波診断システムの弾性計測の動作例について説明する。まず、超音波診断装置282のリアルタイムBモード像を見ながら、アームにつながった3次元超音波スキャナ281を動かし、計測を行いたい部位に超音波スキャナ281を設定する。この際、超音波スキャナ281は3次元走査を行わず（すなわち、コンベックス型のプローブを機械的に振らず）、スキャナの中央面のBモード像のみを超音波診断装置282に表示する。これは、今回の超音波診断装置282で3次元走査をするとリアルタイムにBモードを表示できないためである。従って、リアルタイムにBモードを表示することのできる超音波診断装置の場合は、3次元走査を行いながら部位の設定を行なうことができる。計測部位に超音波スキャナ281を移動させたら、アームの可動部を固定し、超音波スキャナ281を固定する。そして、組織圧縮前の3次元RF信号を計測する。これは、3次元走査用のボタンを押すことにより自動的に3次元走査される。また、1回の

3次元走査にかかる時間はわずか0.5秒である。このとき、計測された圧縮前のRFデータは超音波装置内のフレームメモリに保存しておく。次に、パルスモータ・コントローラ284の圧縮用のボタンを1回押すことにより、アームに取り付けられたパルスモータ285が前もって設定しておいた量だけ超音波スキャナ281を動かし、超音波スキャナ281自身により組織を圧縮する。そして、パルスモータ285が止まって組織圧縮を行っている状態で、再び3次元走査用のボタンを押し、組織圧縮後のRFデータを計測する。ここで、組織圧縮後のRFデータも圧縮前のRFデータと同様に超音波装置282内のフレームメモリに保存される。また、圧縮している状態で超音波スキャナ281の端に取り付けられた圧力計の圧力を計測しておく。以上で、計測部は終わりで、組織圧縮を解除し、被験者は解放される。

【0122】

被検者解放後は、パーソナルコンピュータ283から超音波診断装置282内のフレームメモリにアクセスし、組織圧縮前後のRFデータをパーソナルコンピュータ283上のハードディスクに保存する。これは、超音波装置内のフレームメモリは一時的なものであり、1回の計測分しか容量がないためである。パーソナルコンピュータ283は、拡張複合自己相関法と3次元有限要素モデルによる弾性係数分布再構成法のプログラムを実行し、組織圧縮前後のRFデータから歪み分布及び弾性係数分布を推定する。そして、パーソナルコンピュータ283は、表示用のプログラムによってモニタ上にBモード像、歪み像、弾性係数像を並べて表示する。

【0123】

【発明の効果】

この発明の超音波診断システム、歪み分布表示方法及び弾性係数分布表示方法によれば、複合自己相関法の基本アルゴリズムを実行する回路の処理速度を高速化することができるという効果がある。

【図面の簡単な説明】

【図1】 超音波診断装置の原理を説明するための図である。

【図2】 超音波信号（受信エコー信号）をディスプレイに表示する方法を

示す図であり、図 2 (A) は A モード方式、図 2 (B) は B モード方式、図 2 (C) は M モード方式を示す。

【図 3】 超音波プローブの種類を示す図である。

【図 4】 超音波診断装置を用いて、組織の硬さに関する情報（組織の弾性特性）を計測する手法（機械的振動下における横波伝播速度からの弾性特性評価）の一例を示す図である。

【図 5】 静的圧縮による組織弾性計測方式の具体例及び静的圧縮による組織弾性計測方式の原理を示す図である。

【図 6】 空間相関法の原理を示す図である。

【図 7】 ドプラ法の原理を示す図である。

【図 8】 本願発明者等が先に提案した複合自己相関法の原理を示す図である。

【図 9】 従来の複合自己相関法の基本アルゴリズムを実行する回路構成を示すブロック図である。

【図 10】 本発明の一実施例である超音波診断システムの概略構成を示すブロック図である。

【図 11】 3次元複合自己相関法の基本アルゴリズムを示すフローチャート図である。

【図 12】 本発明の超音波診断システムに係る 3次元複合自己相関法の基本アルゴリズムを示すフローチャート図であり、図 11 の処理の一部の詳細を示すフローチャート図である。

【図 13】 図 12 のステップ S 15 の高速化された複合自己相関法の詳細を示すフローチャート図である。

【図 14】 本発明の超音波診断システムに係る 3次元複合自己相関法の基本アルゴリズムを実行する回路構成を示すブロック図である。

【図 15】 シミュレーションの手順の概略を示す図である。

【図 16】 超音波中心周波数 5.0 MHz の場合に用いた各点広がり関数の一例を示す図である。

【図 17】 組織モデルの概略を示す図である。

【図 18】 横方向変位に対する各手法の歪み推定誤差を示す図である。

【図 19】 横方向変位が 0.0 mm の場合の各手法（複合自己相関法、拡張複合自己相関法、空間相関法）により推定した歪み分布を示す図である。

【図 20】 横方向変位が 0.4 mm の場合の各手法（複合自己相関法、拡張複合自己相関法、空間相関法）により推定した歪み分布を示す図である。

【図 21】 斜め方向圧縮の検証に使用される組織モデルの概略を示す図である。

【図 22】 組織モデルを単純に軸方向に圧縮した場合の歪み分布推定結果を示す。

【図 23】 組織モデルを斜め方向に圧縮した場合の歪み分布推定結果を示す。

【図 24】 3次元構造を持つ 2つの組織モデルの一例を示す図である。

【図 25】 内包モデルにおける各推定結果を示す第 1 の図である。

【図 26】 内包モデルにおける各推定結果を示す第 2 の図である。

【図 27】 層状モデルにおける各推定結果を示す第 1 の図である。

【図 28】 層状モデルにおける各推定結果を示す第 2 の図である。

【図 29】 超音波診断システムの基本構成を示す図である。

【図 30】 超音波診断システムで用いた超音波スキャナの具体的構成を示す図である。

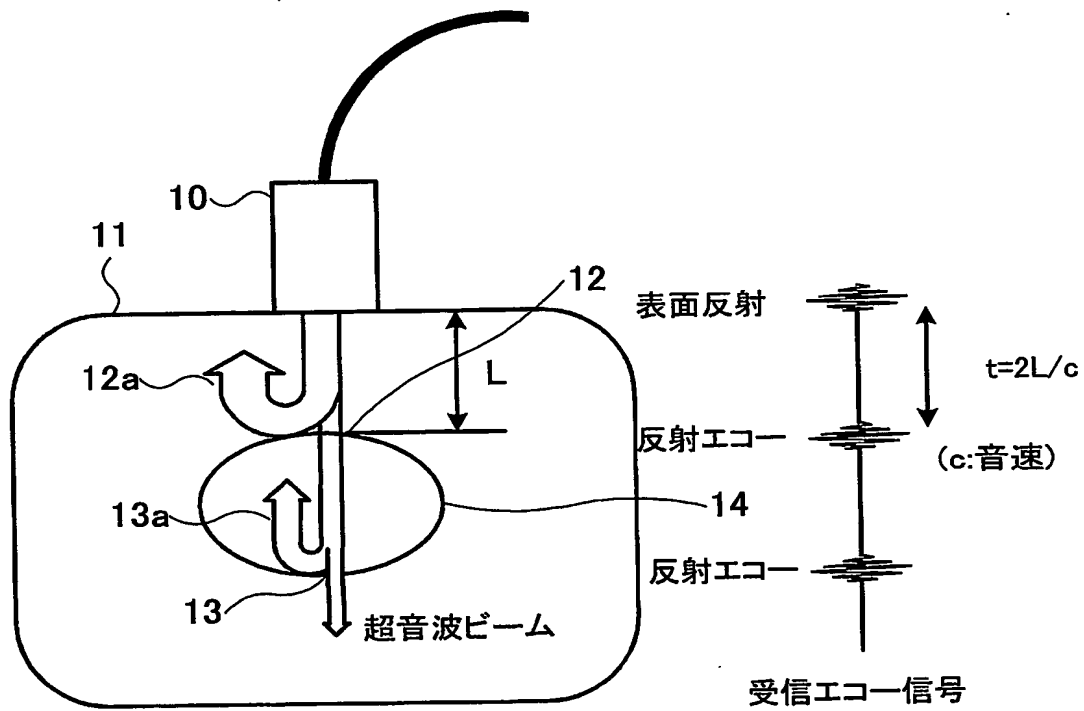
【符号の説明】

9 1	超音波プローブ
9 2	直交検波器
9 3	複素 2 次元相関計算部
9 4	横方向変位計算部
9 5	軸方向変位計算部
9 6	横方向歪み計算部
9 7	軸方向歪み計算部
9 8	量子化部
9 9	表示部

1 3 1	加圧前直交検波回路
1 3 2	加圧後直交検波回路
1 3 3	第 1 相関演算回路
1 3 4	第 1 遅延回路
1 3 5	第 2 遅延回路
1 3 6	第 3 遅延回路
1 3 7	第 4 遅延回路
1 3 4 0 ~ 1 3 4 N	第 2 相関演算回路
1 3 5 0 ~ 1 3 5 N	第 1 相関係数演算回路
1 3 6 0 ~ 1 3 6 N	第 3 相関演算回路
1 3 7 0 ~ 1 3 7 N	位相差演算回路
1 3 8 0 ~ 1 3 8 N	第 2 相関係数演算回路
2 8 1	3 次元超音波スキャナ
2 8 2	超音波診断装置
2 8 3	パーソナルコンピュータ
2 8 4	パルスモータコントローラ
2 8 5	パルスモータ
2 8 6	圧力計

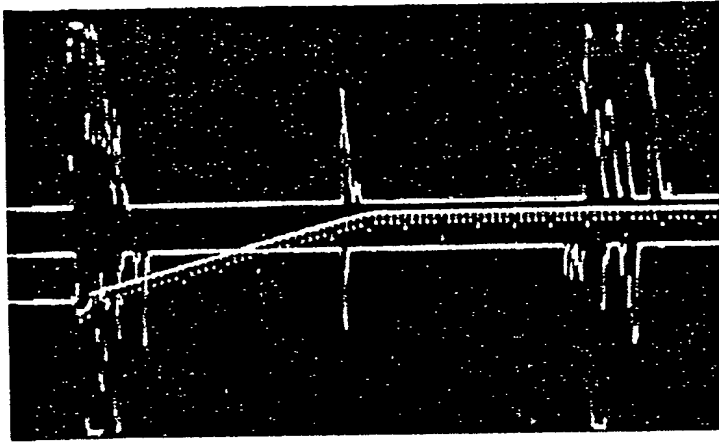
【書類名】 図面

【図 1】

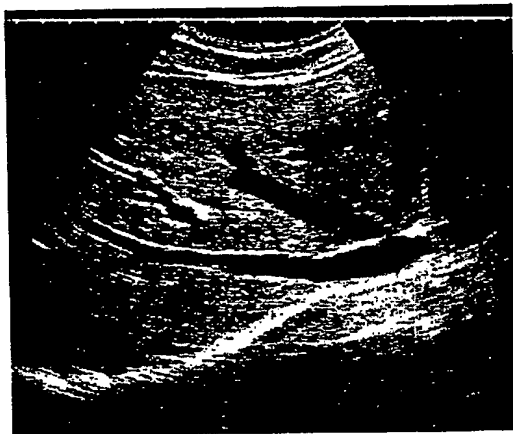


【図 2】

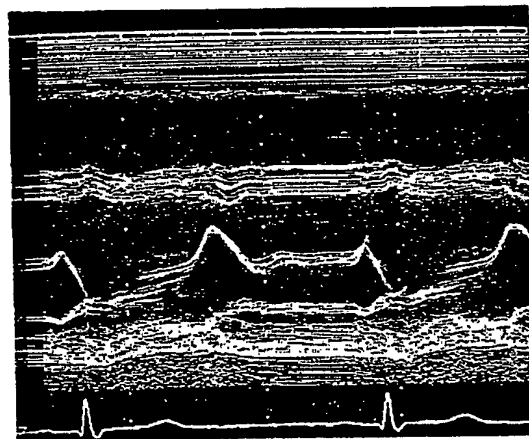
(A)



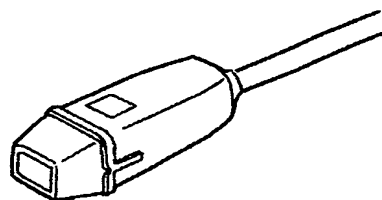
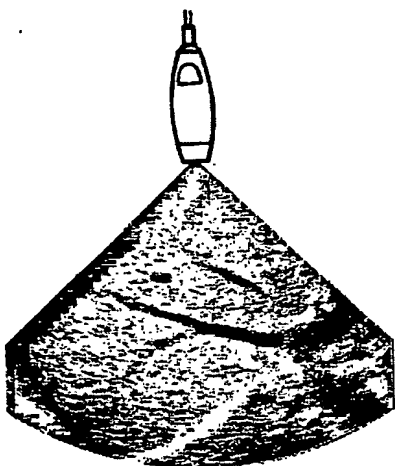
(B)



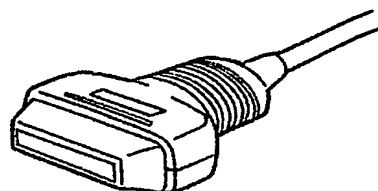
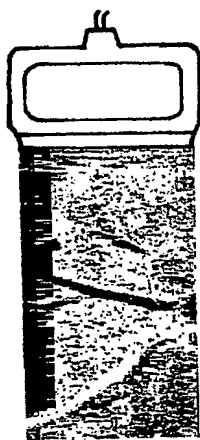
(C)



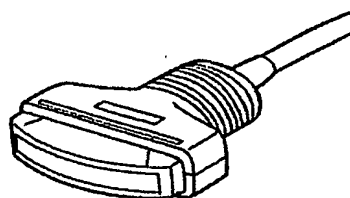
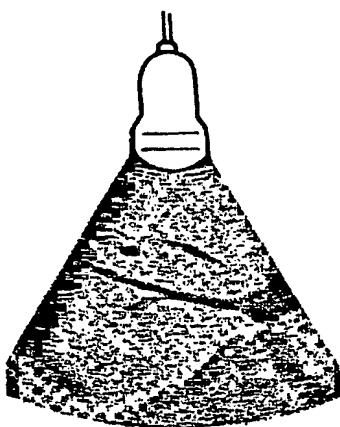
【図 3】



(A)セクタ走査とセクタスキャンプローブ

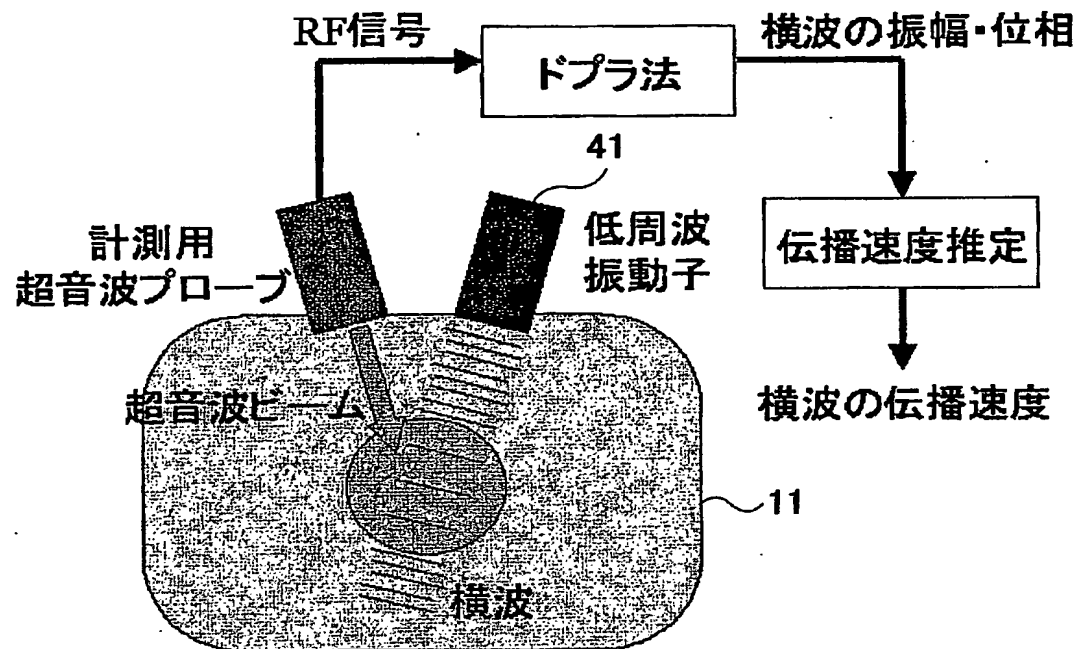


(B)リニア走査とリニアスキャンプローブ

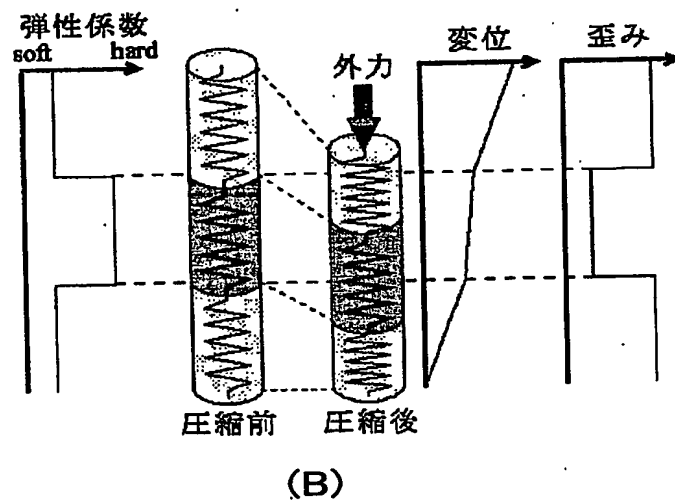
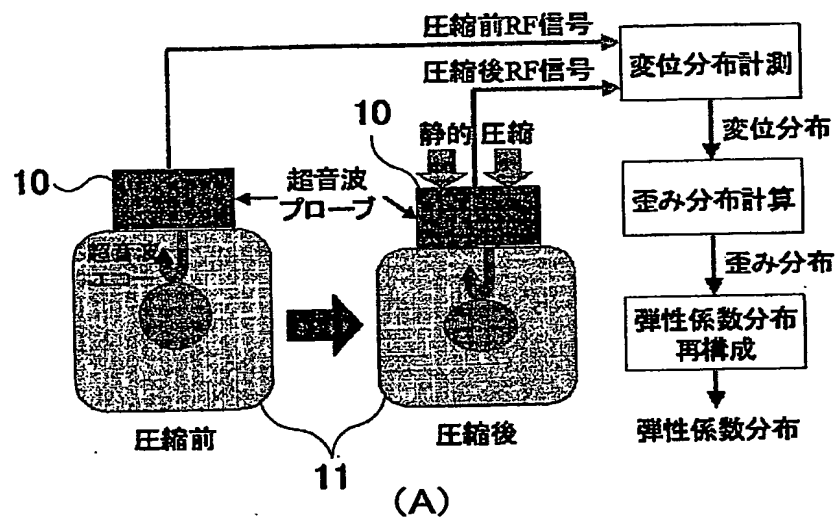


(C)オフセットセクタ走査とコンベックスキャンプローブ

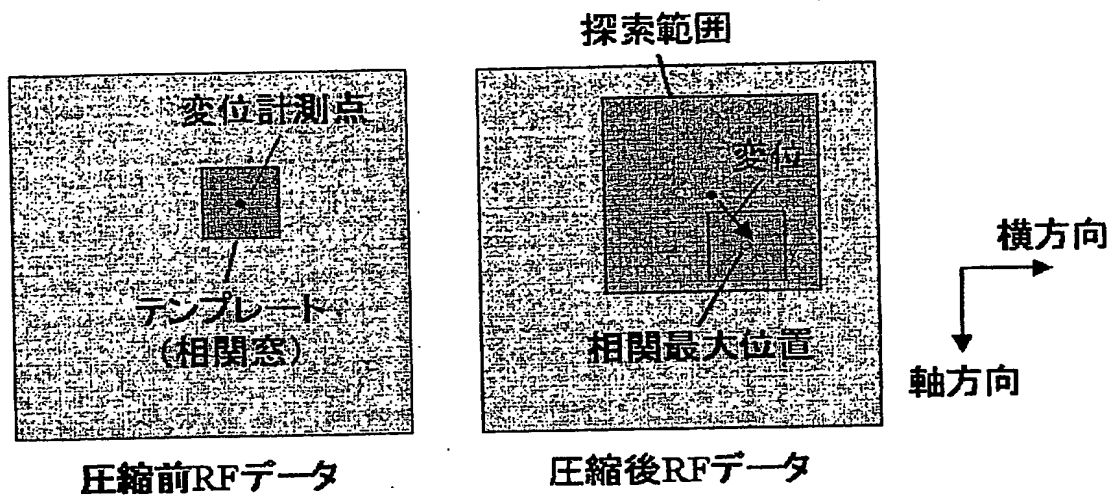
【図 4】



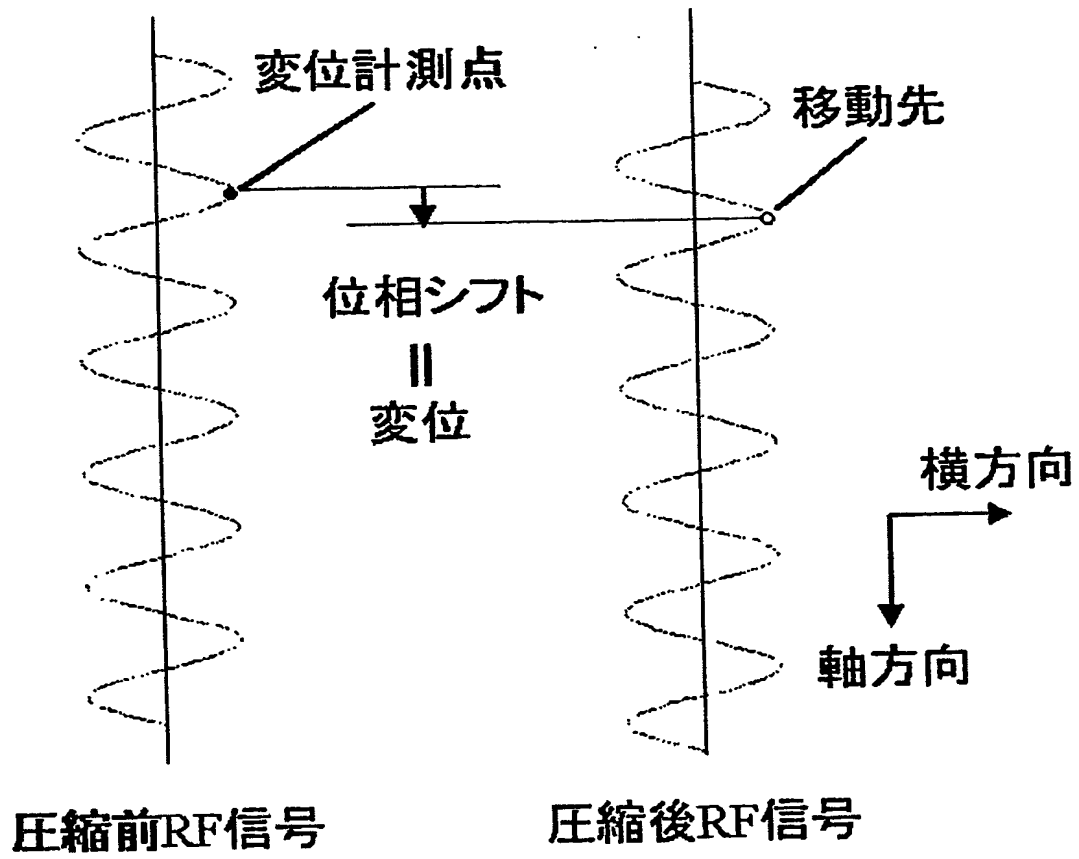
【図 5】



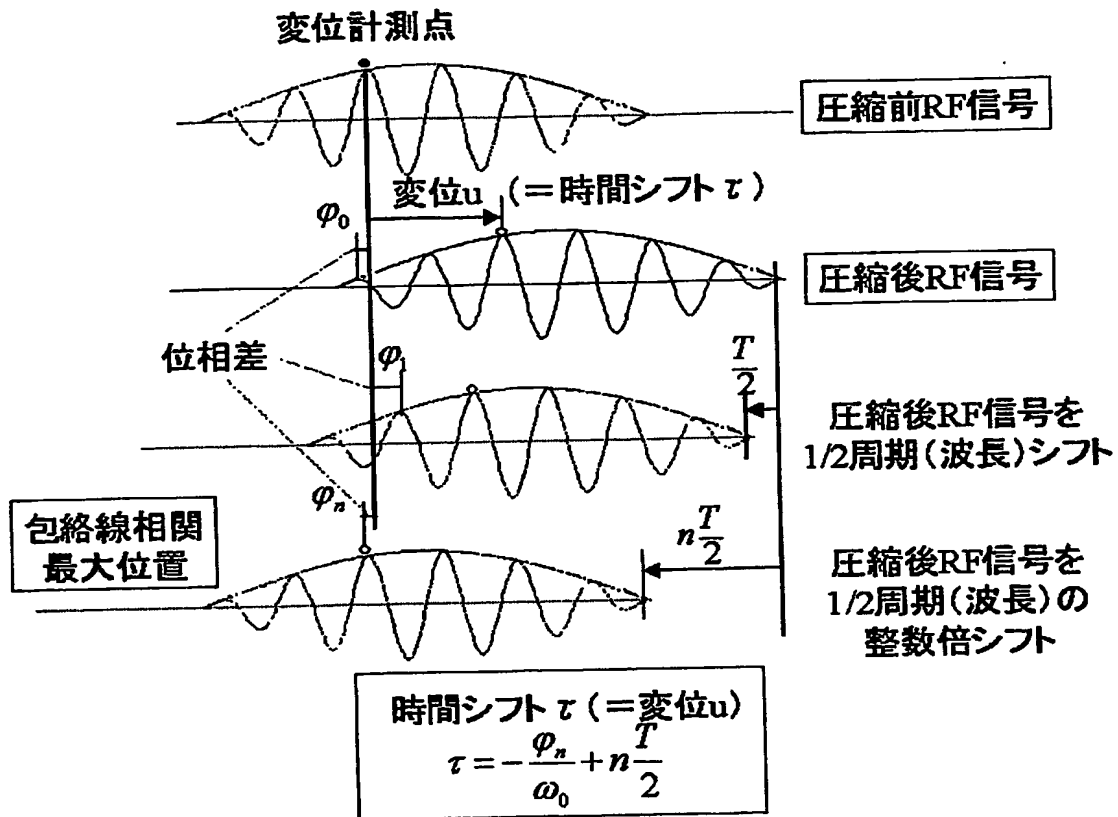
【図 6】



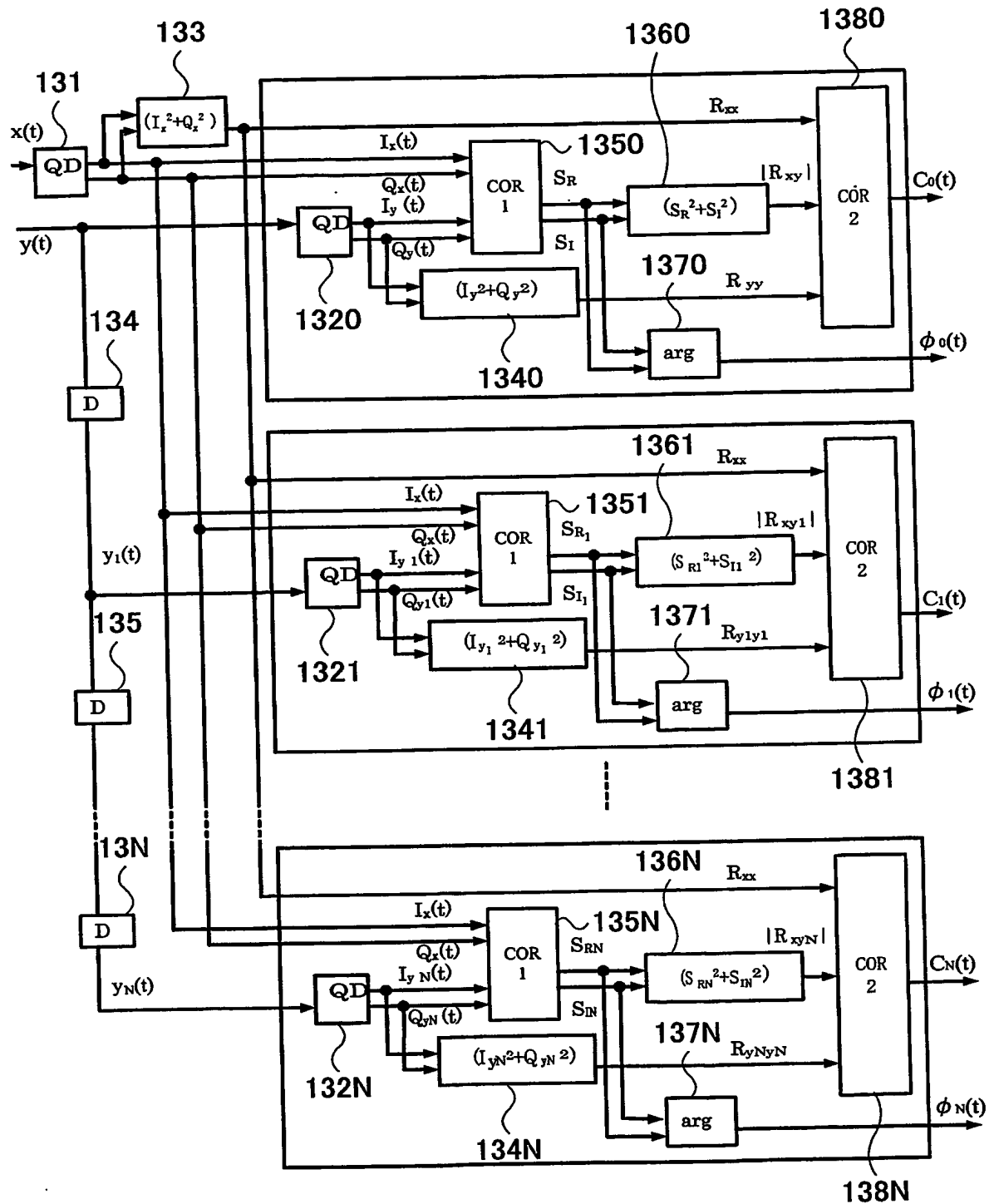
【図7】



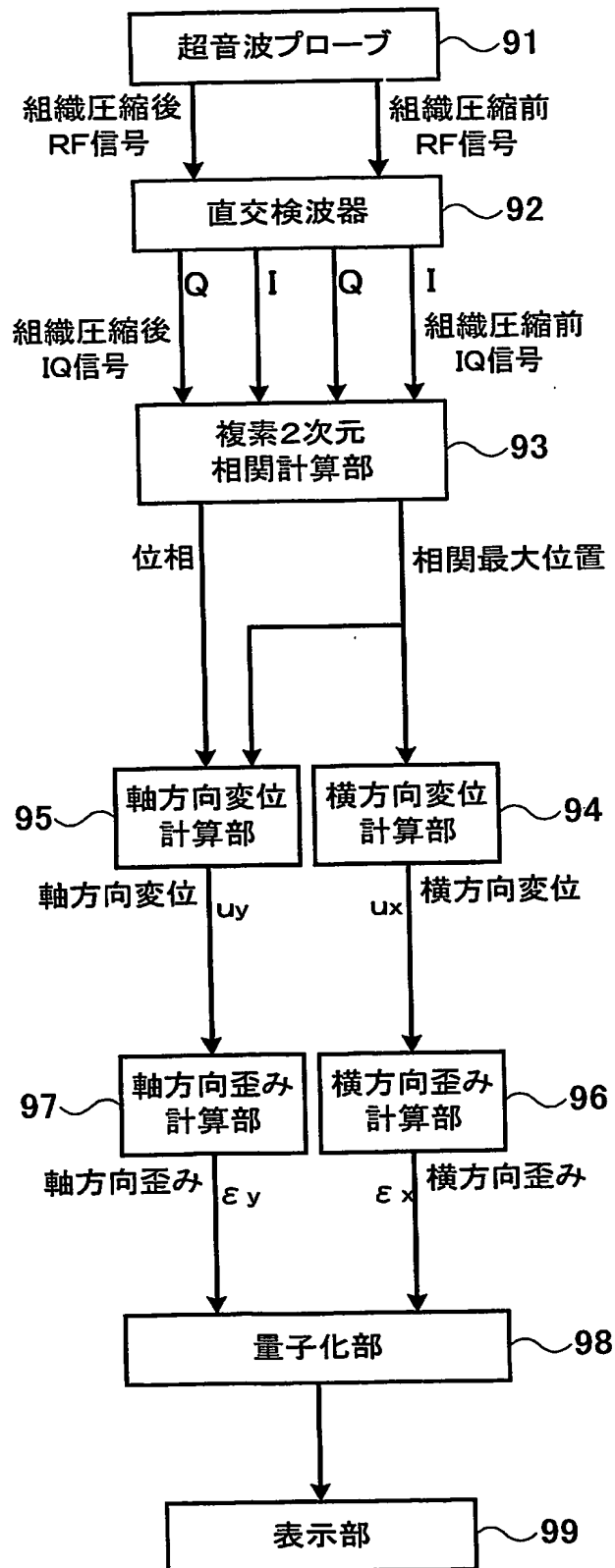
【図 8】



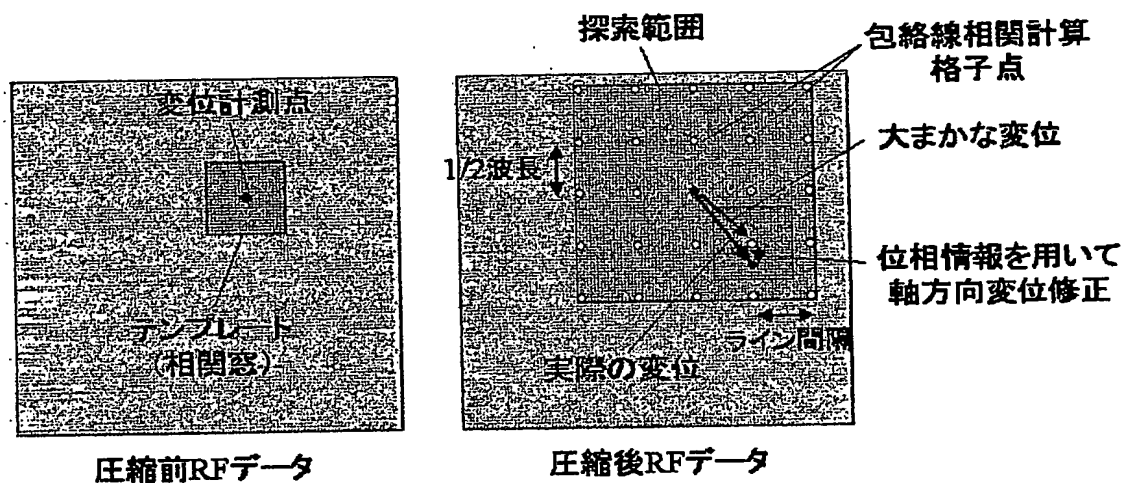
【図 9】



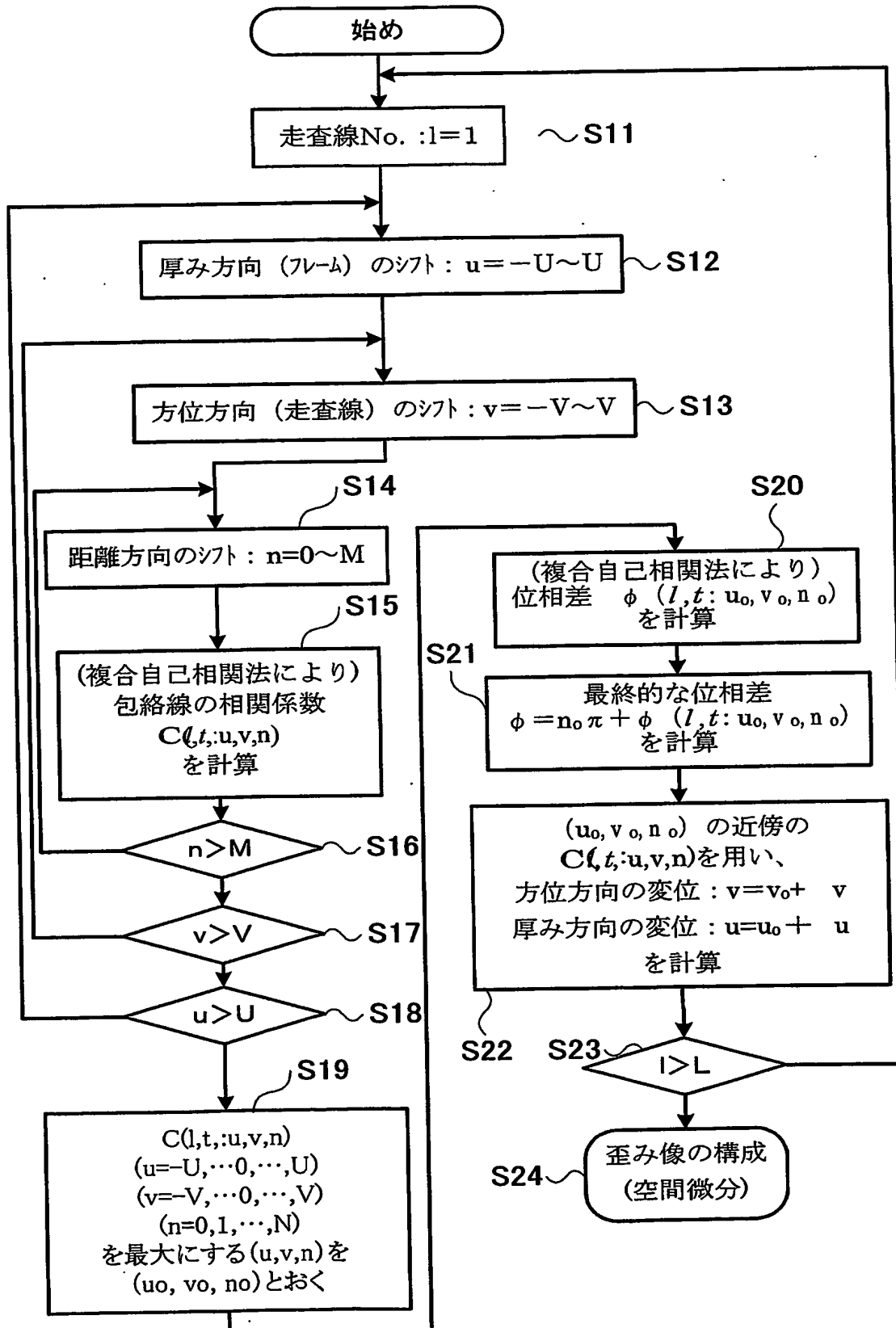
【図10】



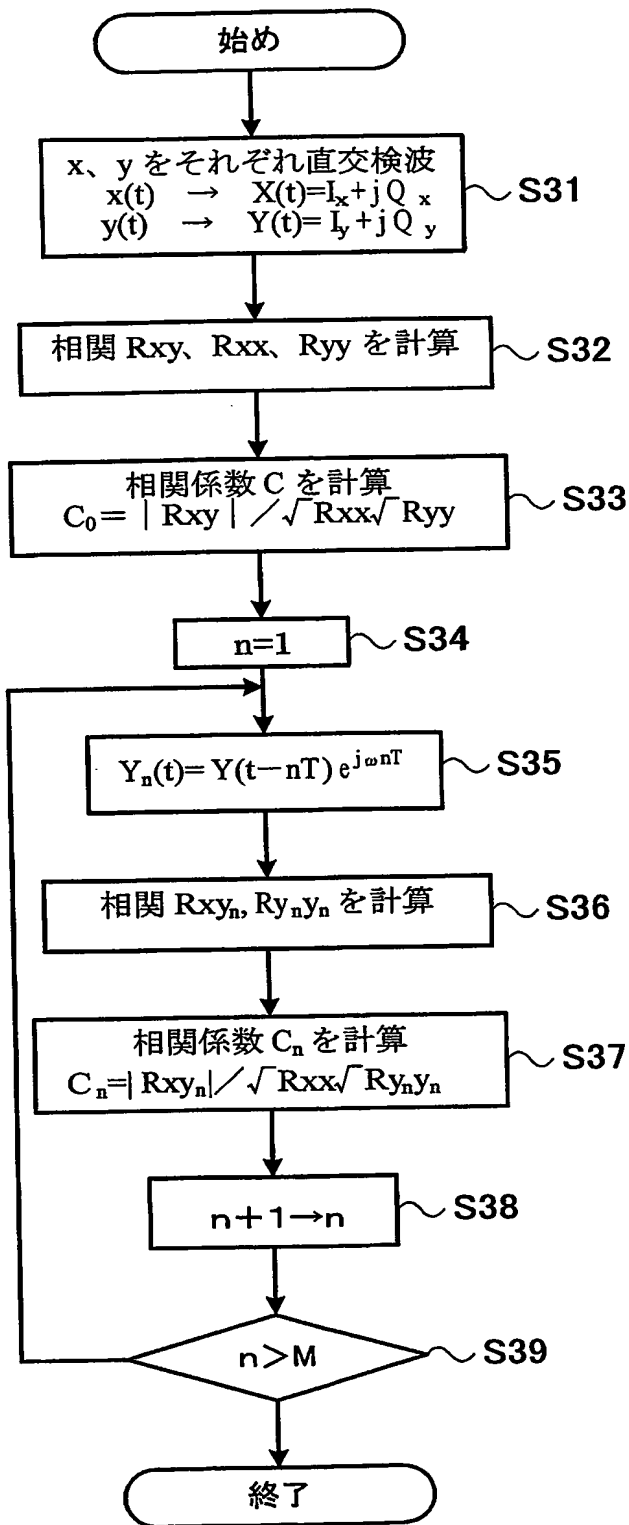
【図 11】



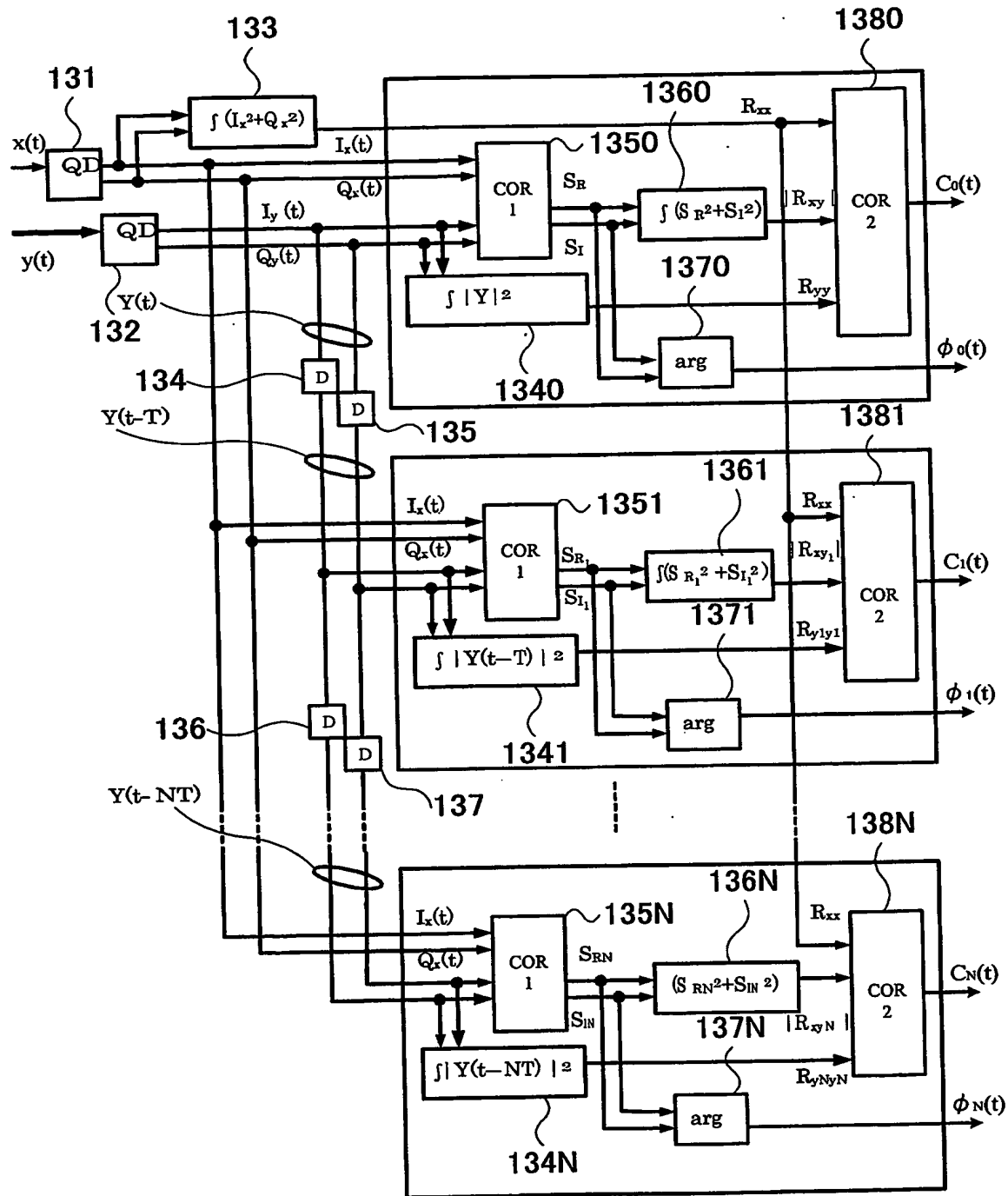
【図12】



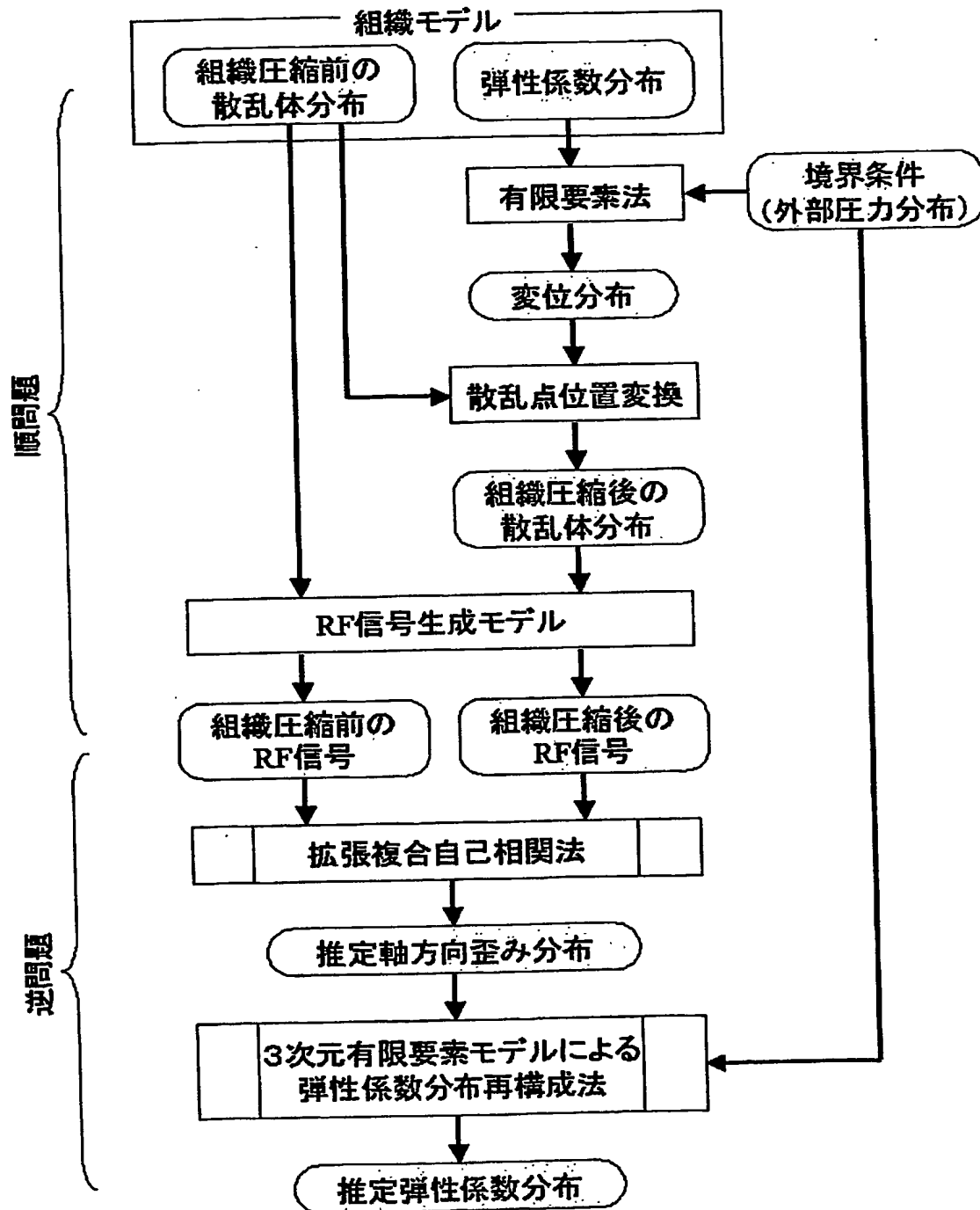
【図 13】



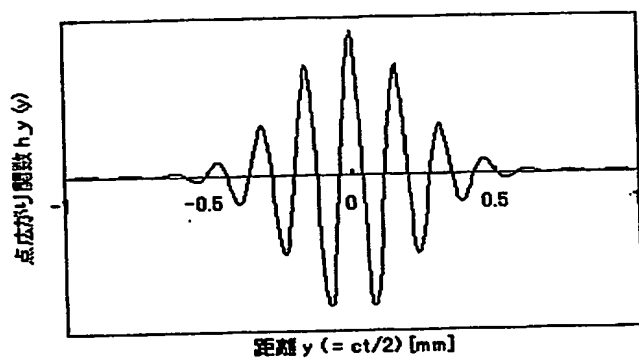
【図 14】



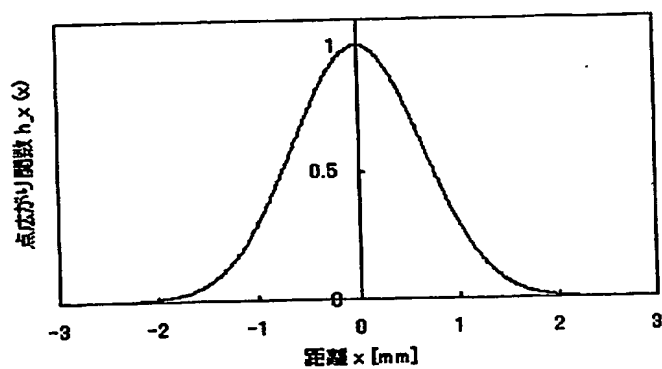
【図 15】



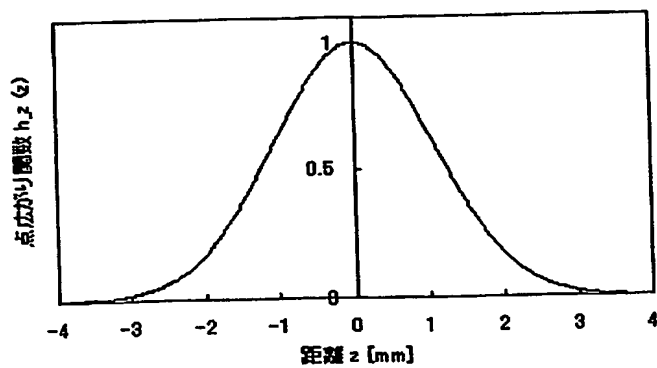
【図 16】



(A)

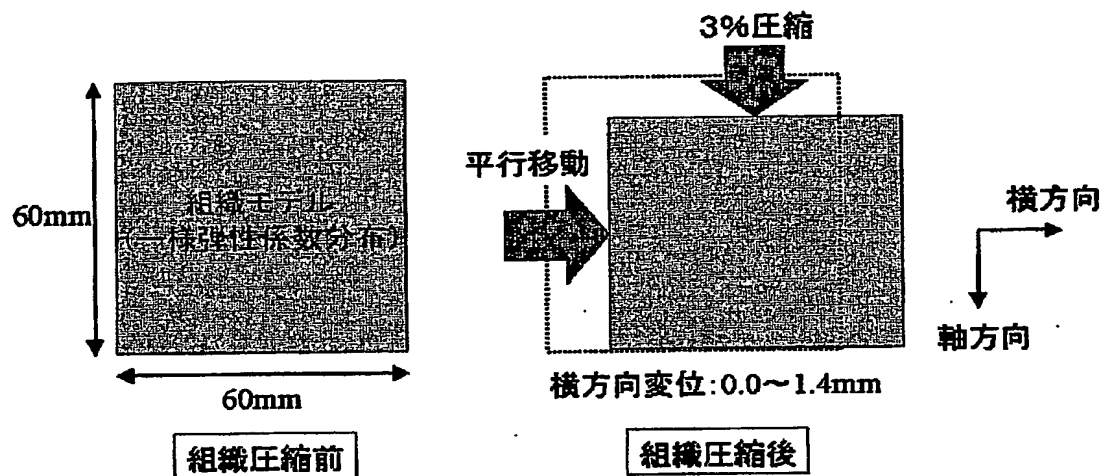


(B)

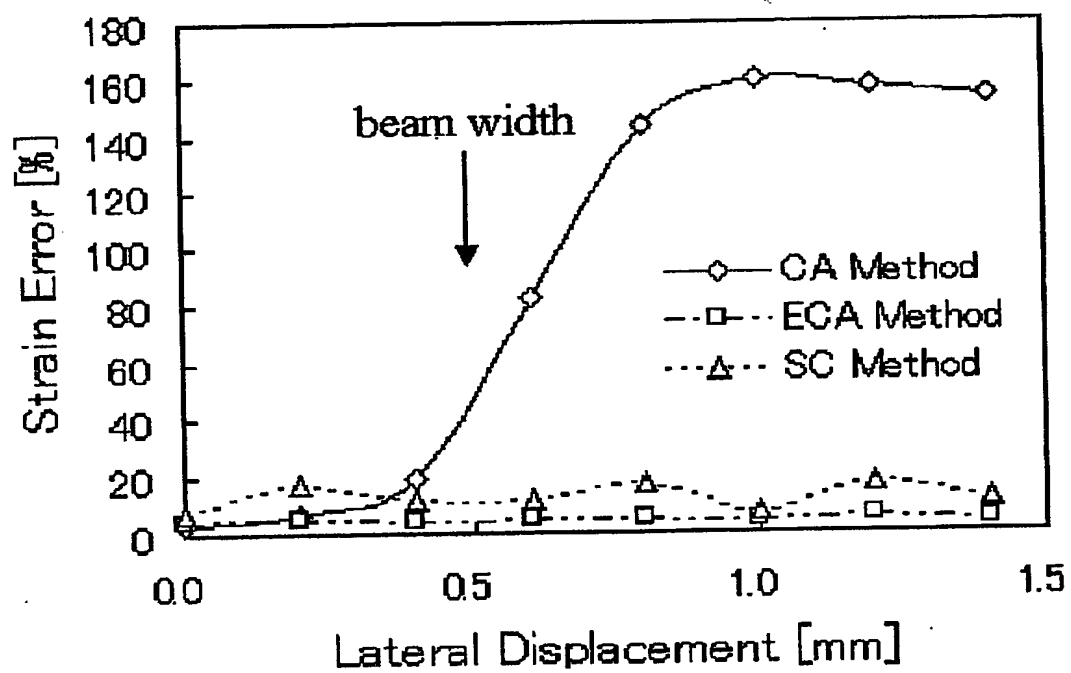


(C)

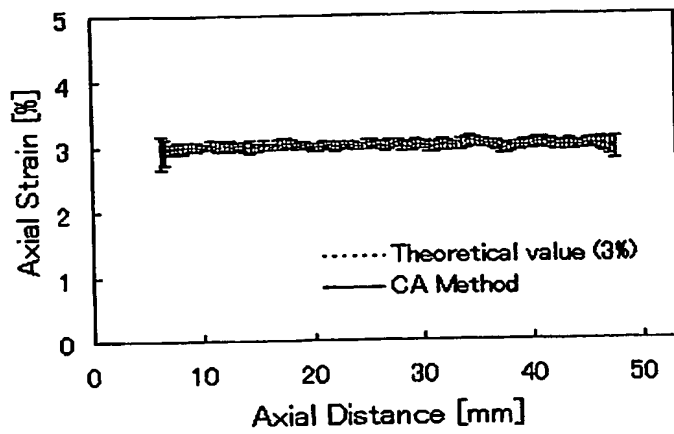
【図 17】



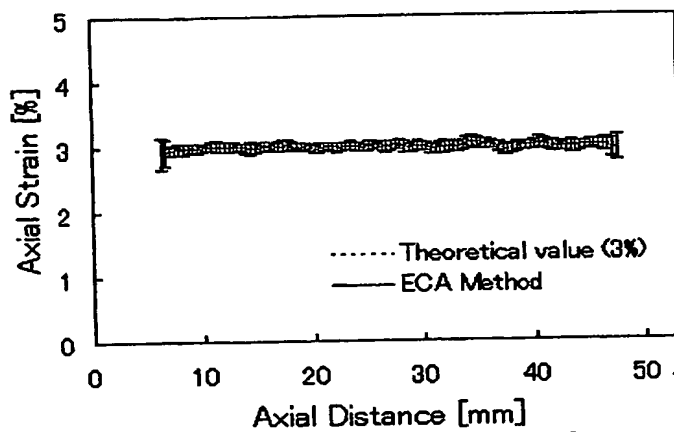
【図 18】



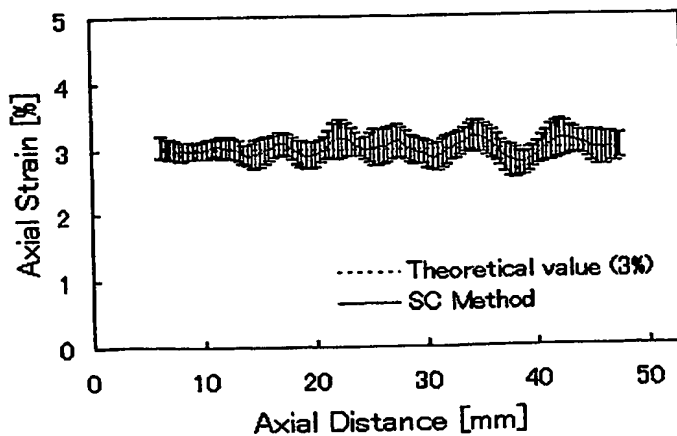
【図 19】



(A)複合自己相関法

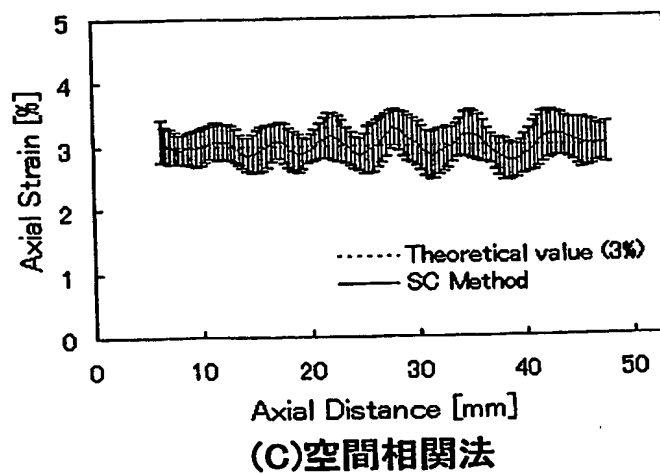
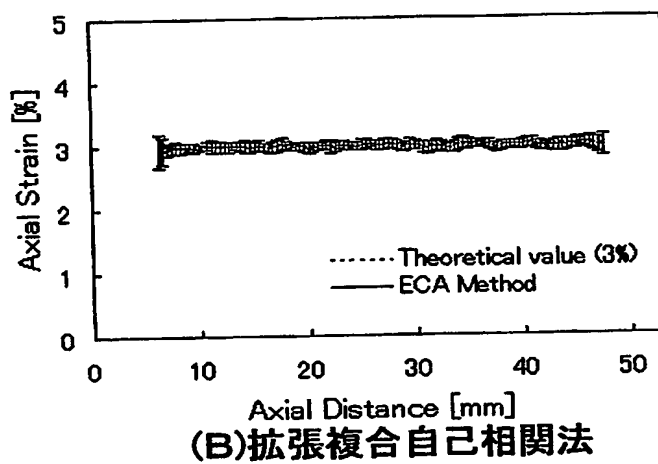
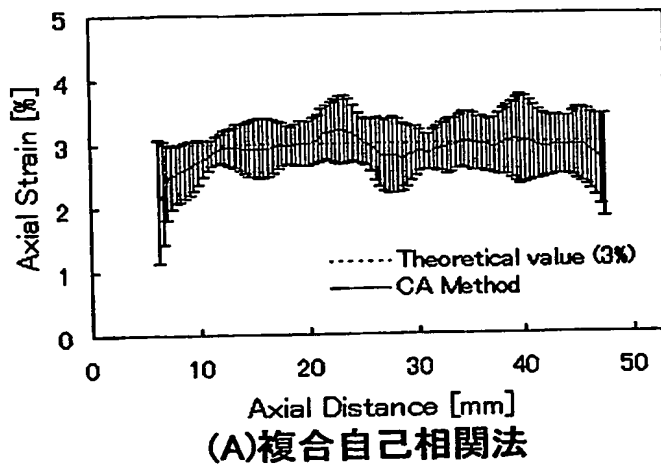


(B)拡張複合自己相関法

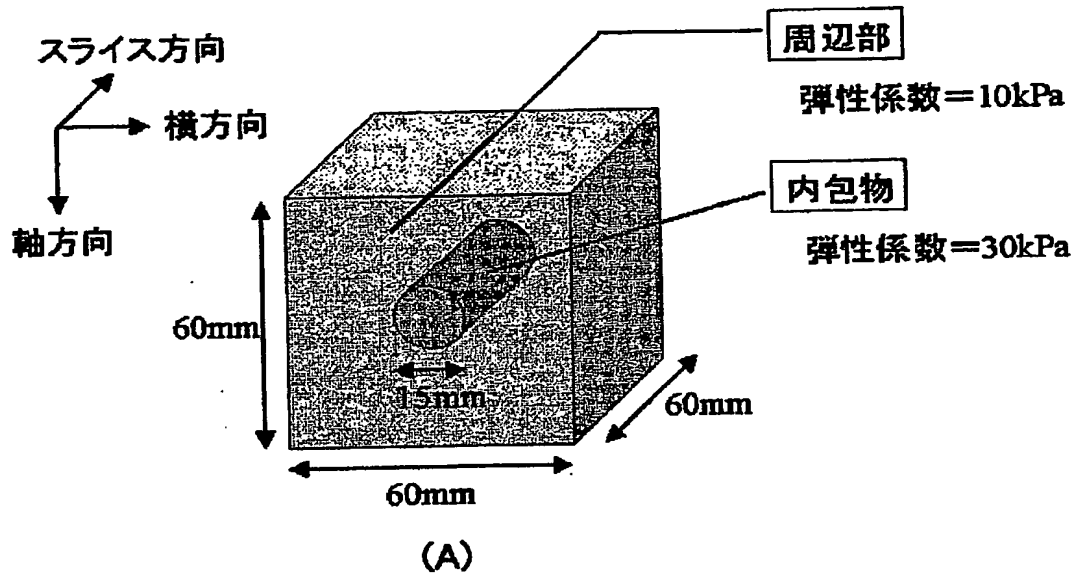


(C)空間相関法

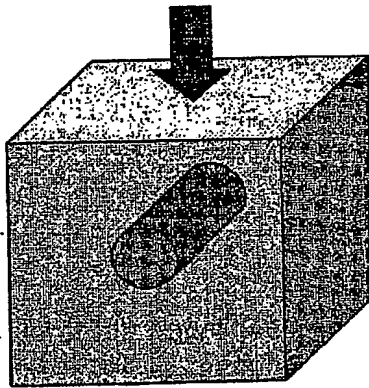
【図 20】



【図 21】



外部圧力: 軸方向200Pa
(モデル上面で一様)

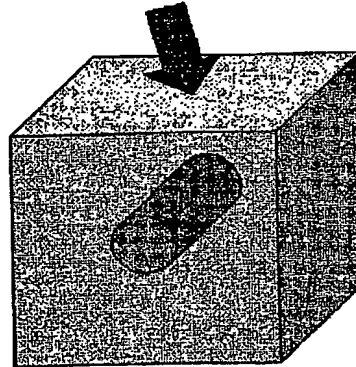


モデル底面固定

軸方向に圧縮

(B)

外部圧力: 軸方向200Pa, 横方向30Pa
(モデル上面で一様)

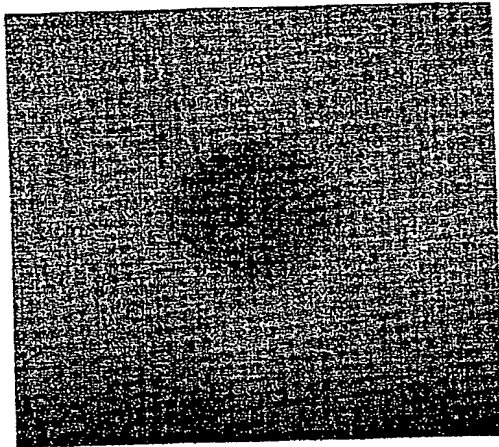


モデル底面固定

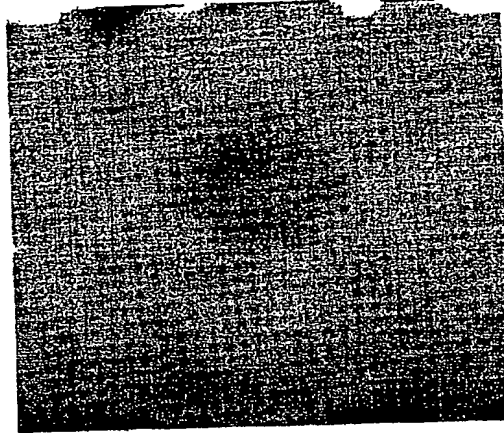
斜め方向に圧縮

(C)

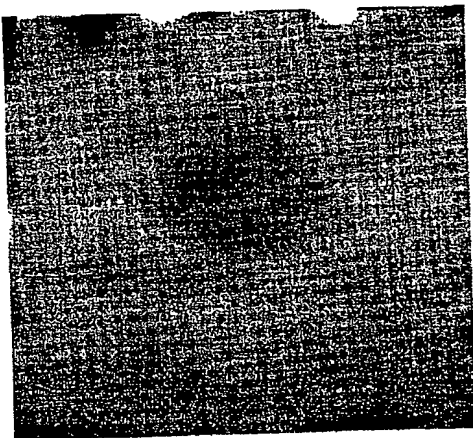
【図 22】



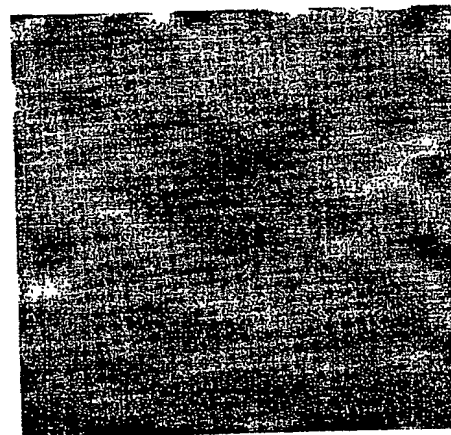
(a) 理想歪み分布



(b) 複合自己相関法

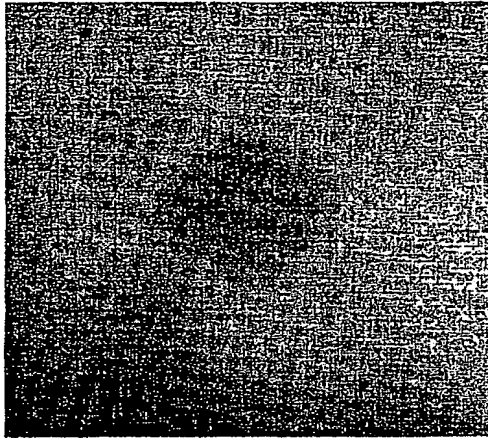


(c) 拡張複合自己相関法



(d) 空間相関法

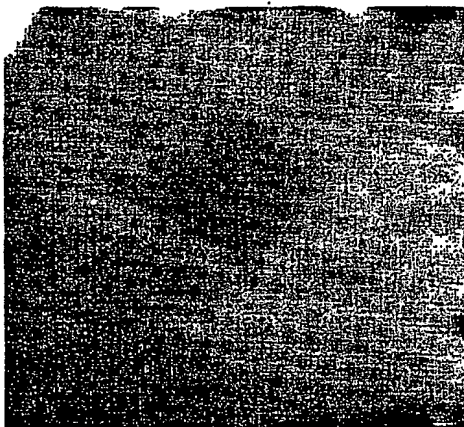
【図 23】



(a) 理想歪み分布



(b) 複合自己相関法

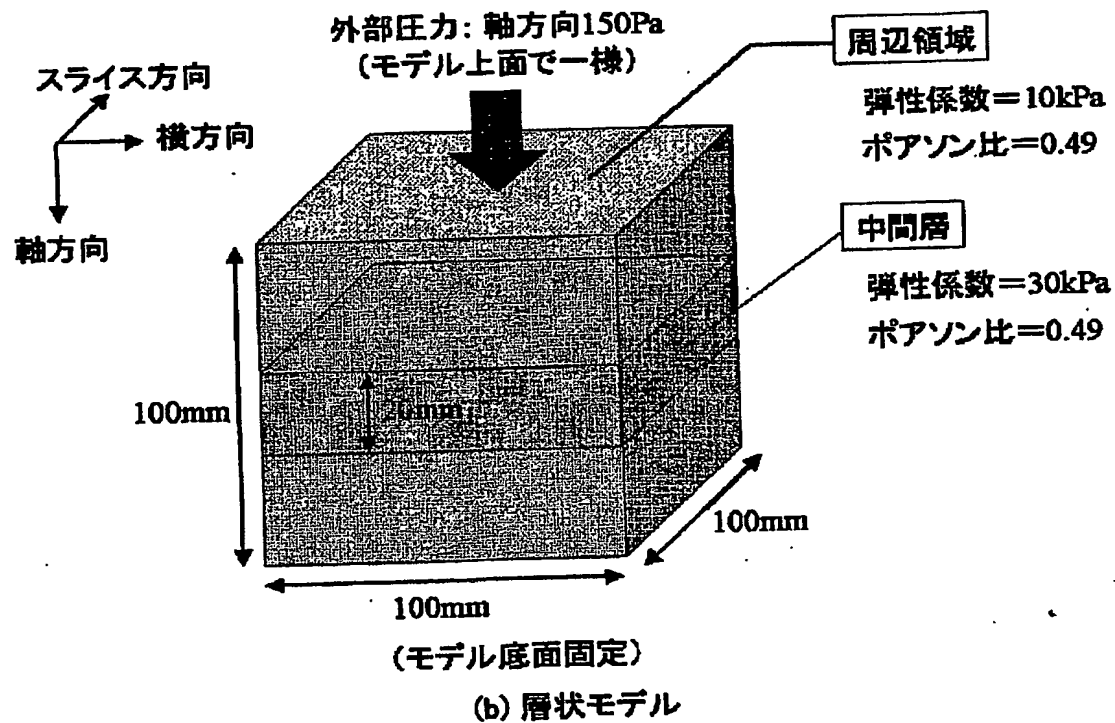
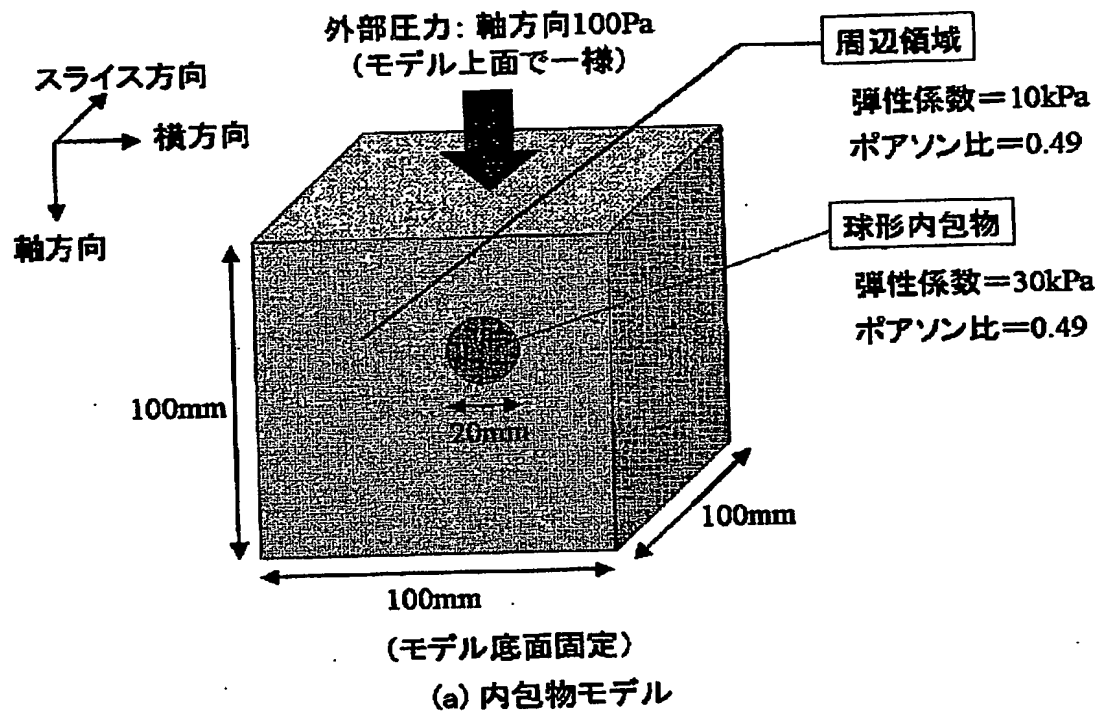


(c) 拡張複合自己相関法

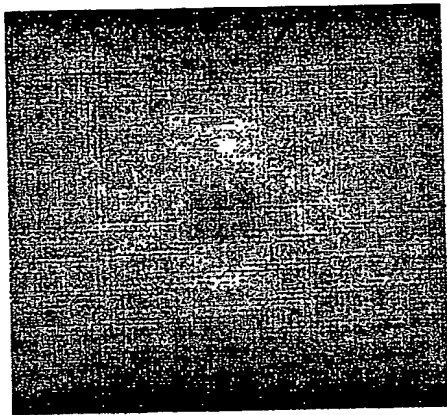


(d) 空間相関法

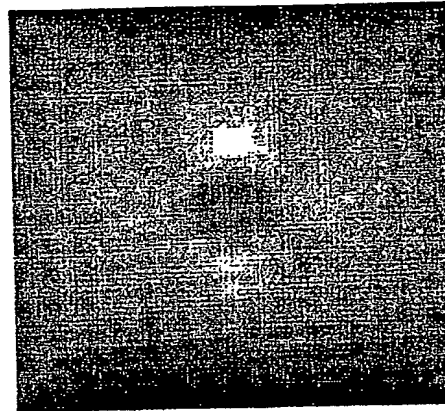
【図 24】



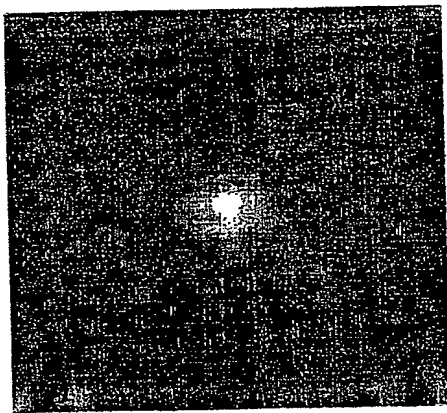
【図 25】



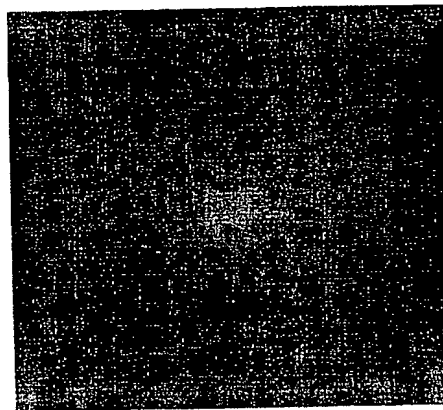
(a) 推定軸方向歪み分布



(b) 理想軸方向歪み分布

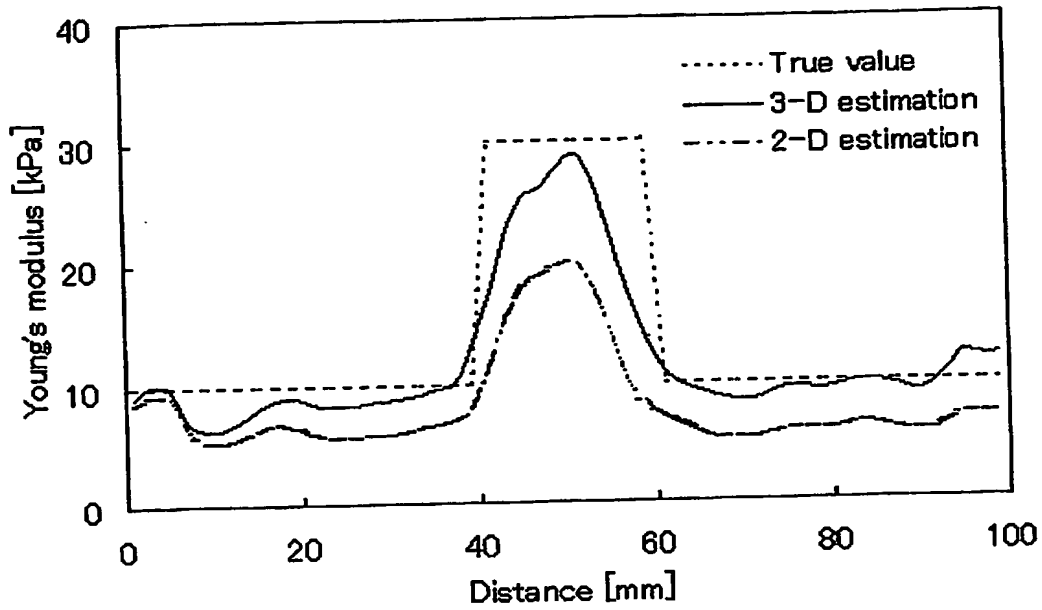


(c) 3次元再構成法による
推定弾性係数分布

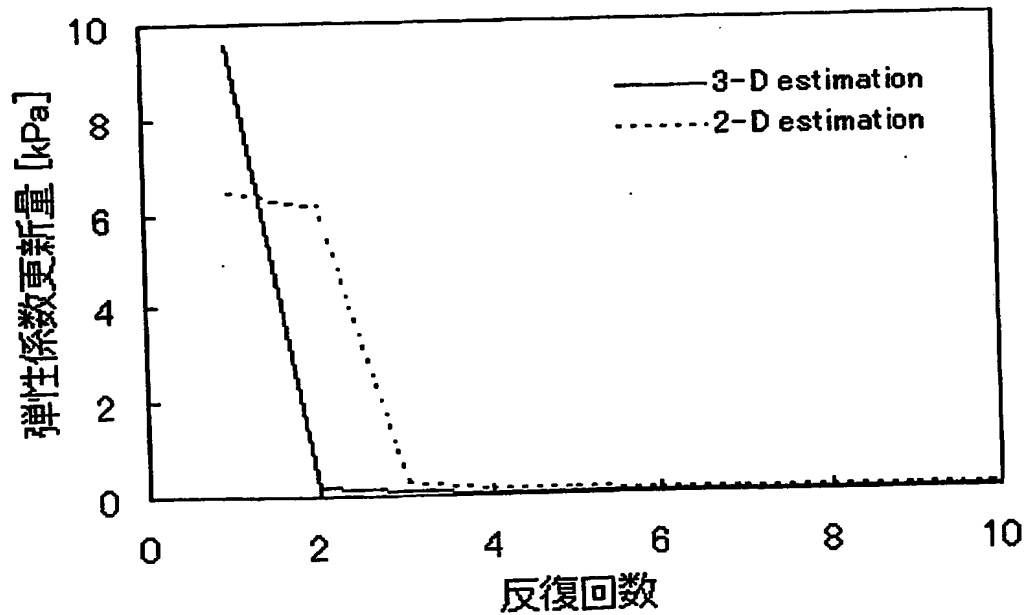


(d) 2次元再構成法による
推定弾性係数分布

【図 26】

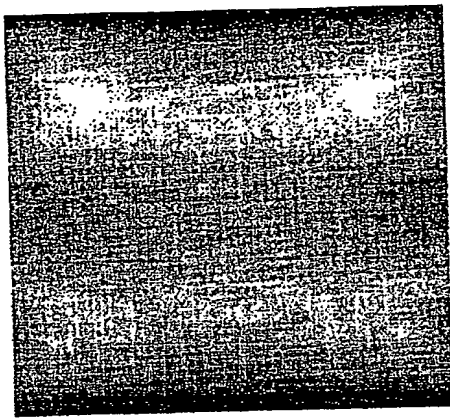


(a) モデル中心線上の弾性係数分布



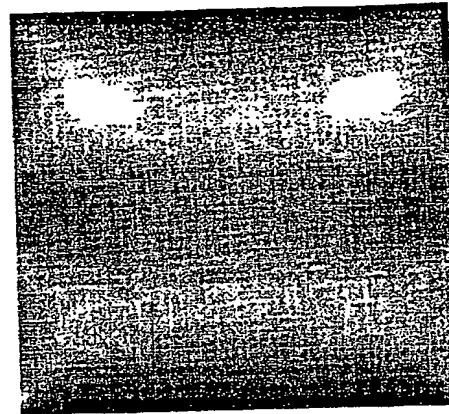
(b) 弾性係数更新量の推移

【図 27】



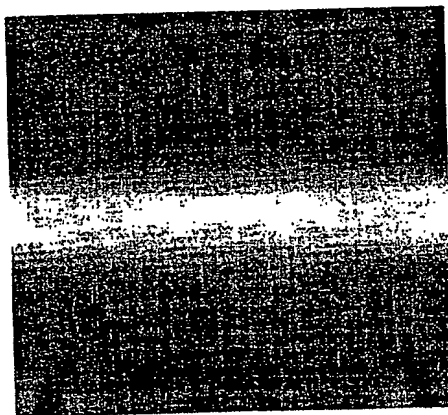
20mm

(a) 推定軸方向歪み分布



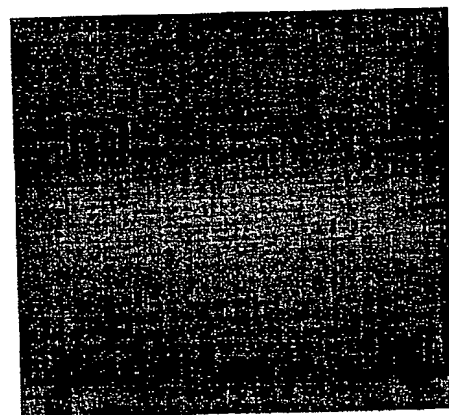
20mm

(b) 理想軸方向歪み分布



20mm

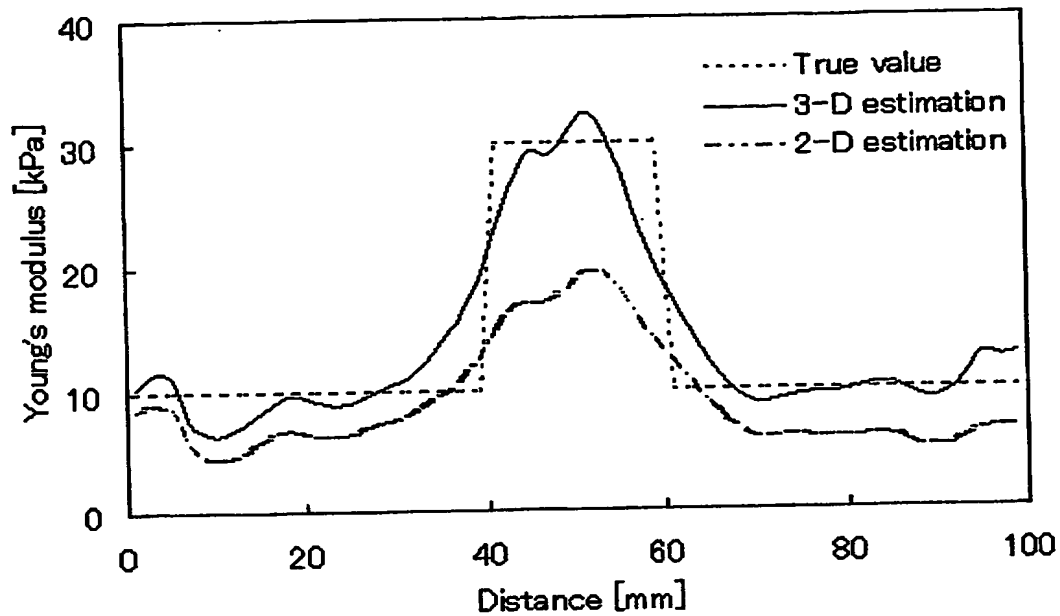
(c) 3次元再構成法による
推定弾性係数分布



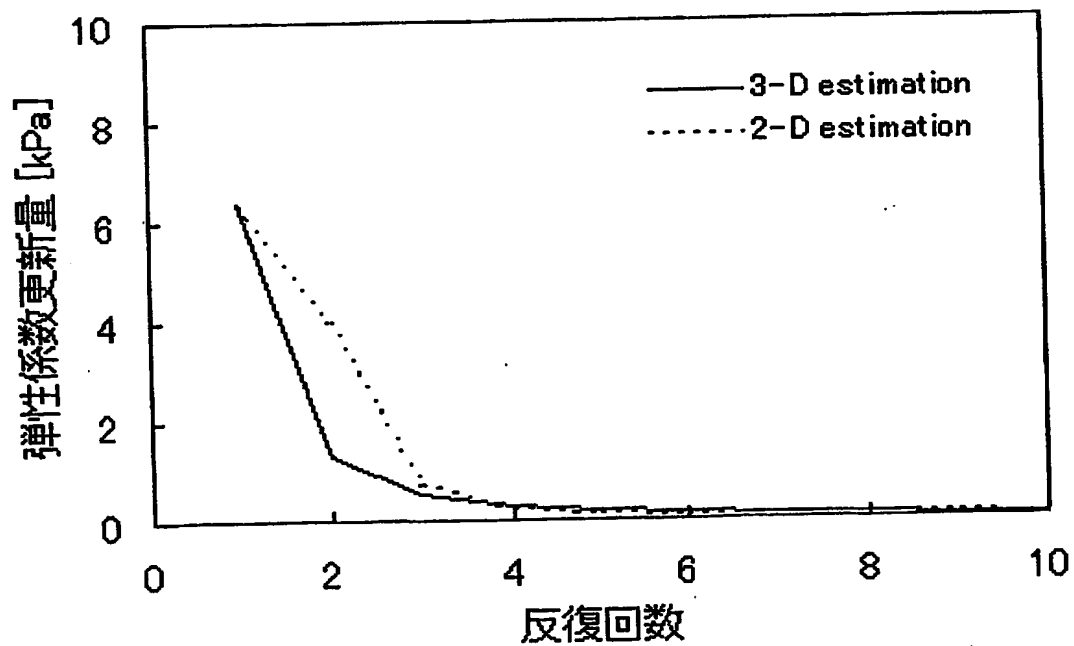
20mm

(d) 2次元再構成法による
推定弾性係数分布

【図 28】

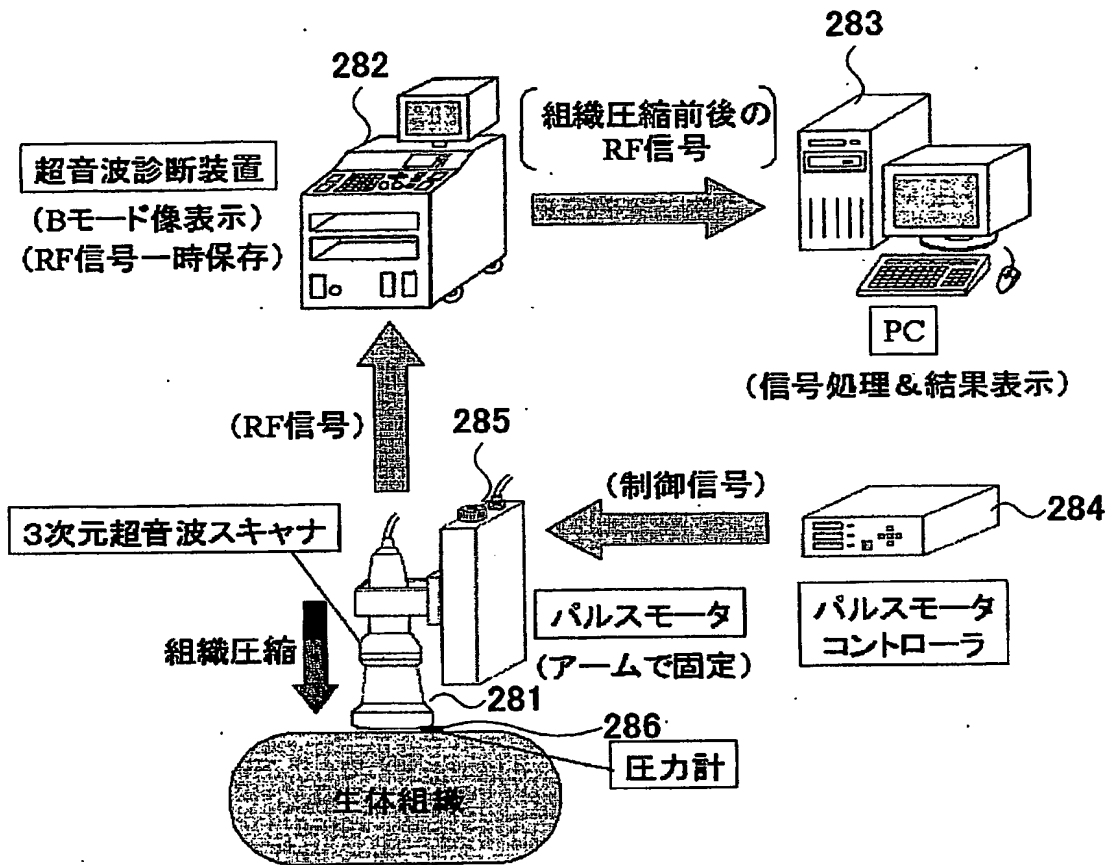


(a) モデル中心線上の弾性係数分布

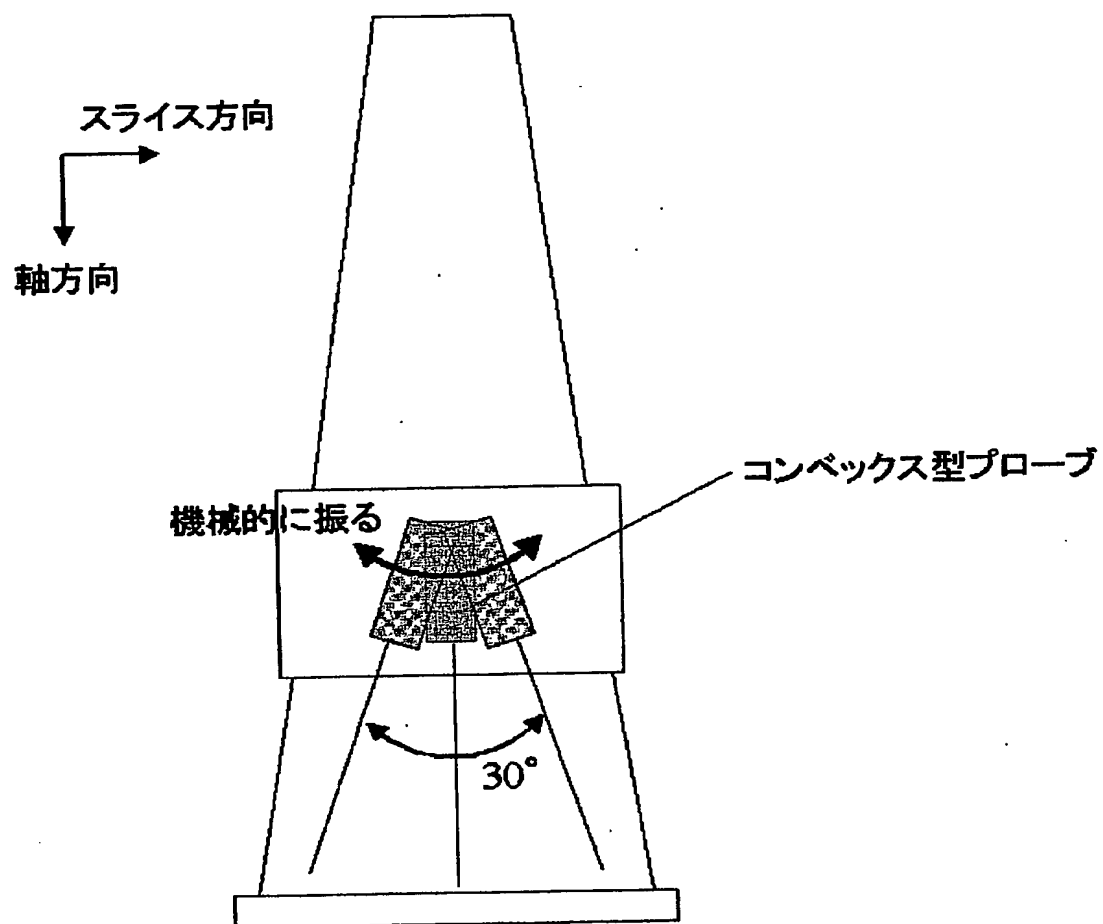


(b) 弾性係数更新量の推移

【図 29】



【図 30】



【書類名】 要約書

【要約】

【目的】 複合自己相関法の基本アルゴリズムを実行する回路の処理速度を高速化する。

【構成】 相関演算手段は、直交検波手段から出力される包絡線信号を用いて被検体組織の圧縮前後の信号間で相関を計算する。このときに、2分の1波長間隔毎に相関計算を行う際に、直交検波された包絡線信号を用いて、軸方向に2分の1波長の整数倍だけシフトした直交検波包絡線信号を順次作成し、圧縮前後における包絡線信号間の相関係数を2分の1波長間隔毎に計算するようにしたので、2分の1波長間隔毎の相関係数の演算時に直交検波演算を繰り返す必要がなくなり、高速化及び回路の簡略化を図ることができ、計算量が大幅に減少し、リアルタイム表示が可能となる。

【選択図】 図14

認定・付加情報

特許出願の番号	特願 2002-222869
受付番号	50201130877
書類名	特許願
担当官	第一担当上席 0090
作成日	平成14年 8月 2日

<認定情報・付加情報>

【提出日】 平成14年 7月31日

次頁無

特願 2002-222869

出願人履歴情報

識別番号

[000153498]

1. 変更年月日

1990年 8月10日

[変更理由]

新規登録

住 所

東京都千代田区内神田1丁目1番14号

氏 名

株式会社日立メディコ

特願 2002-222869

出 願 人 履 歴 情 報

識別番号

[301007685]

1. 変更年月日

2001年 2月 5日

[変更理由]

新規登録

住 所

茨城県つくば市竹園2丁目808-205

氏 名

椎名 毅